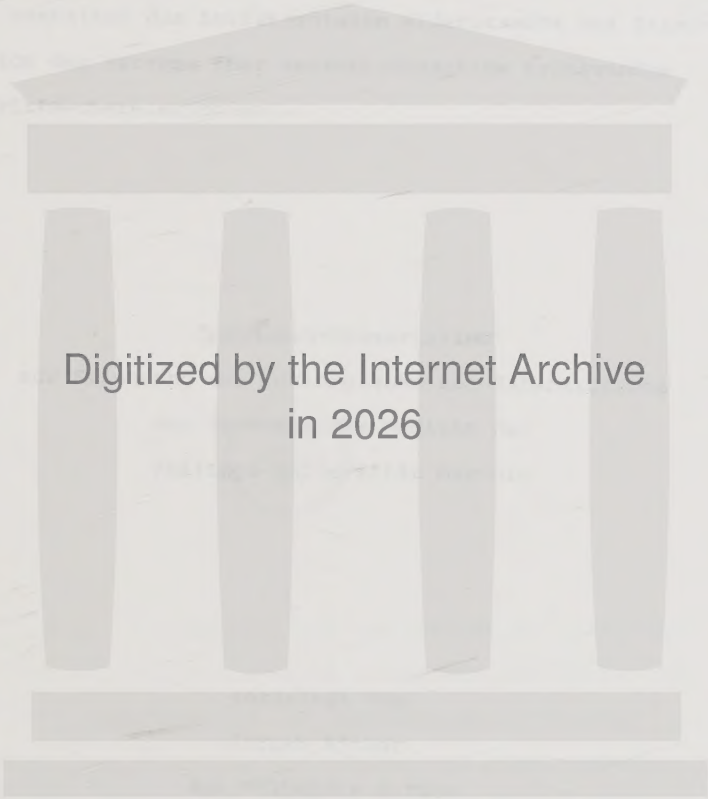
Das Verhalten des intrakardialen Widerstandes bei Stimulation des Herzens über verschiedenartige transvenöse Schrittmacherelektroden

Jürgen Köther

1979


Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41546027_0071

Aus der Chirurgischen Universitäts-Klinik Marburg/Lahn

Direktor: Prof. Dr. med. H. Hamelmann

Das Verhalten des intrakardialen Widerstandes bei Stimulation des Herzens über verschiedenartige transvenöse Schrittmacherelektroden

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnheilkunde

des Fachbereichs Medizin der

Philipps-Universität Marburg

vorgelegt von

Jürgen Köther

aus Mülheim a.d.Ruhr

Marburg 1978

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Angenommen vom Fachbereich Humanmedizin
der Universität Marburg am 28.5.79

gedruckt mit Genehmigung des Fachbereiches

Dekan: Prof. Dr. Neurath

Referent: Dr. med. C.-G. Schmitt

Correferent: Prof. Dr. med. Dr. med. dent. H.-J.Hering

Meinen lieben Eltern

I N H A L T S V E R Z E I C H N I S :

1.	Einleitung
1.1	Historie
1.1.1	Erste Anwendung der elektrischen Energie in der Medizin
1.1.2	Historie der Herzschrittmacher
1.1.2.1	Allgemeine historische Entwicklung der Herzschrittmacher
1.1.2.2	Geschichte der Herzschrittmacher in Marburg
1.2	Allgemeines über Schrittmacher
1.2.1	Implantierbare Impulsgeber
1.2.1.1	Festfrequente Schrittmacher
1.2.1.2	Gesteuerte Schrittmacher
1.2.1.2.1	QRS-inhibierte Schrittmacher
1.2.1.2.2	QRS-synchronisierte Schrittmacher
1.2.1.2.3	Vorhof-gesteuerte Schrittmacher
1.2.2	Indikation zur Schrittmacherimplantation
1.2.2.1	Indikation zur passageren Schrittmacherbehandlung
1.2.2.2	Indikation zur permanenten Schrittmacherbehandlung

1.3 Allgemeines über Elektroden

1.3.1 Epikardiale Elektroden

1.3.2 Myokardiale Elektroden

1.3.3 Endokardial-transvenöse Elektroden

1.3.3.1 Bipolare Elektroden

1.3.3.2 Unipolare Elektroden

1.3.3.2.1 Die Elektrode Biotronik IE-85-K-O

1.3.3.2.2 Die Elektrode Biotronik IE-85-K-10-O

1.3.3.2.3 Die Elektrode Vitatron MIP 2007

2. Problematik

2.1 Die Herzfunktion im allgemeinen

2.2 Notwendigkeit der intraoperativen Messungen

2.3 Ausgangssituation unserer Messreihen

3. Methodik

3.1 Operationsmethode in Marburg

3.2 Intraoperative Messungen

3.2.1 Kurzer chronologischer Abriss

3.2.2 Jetzige Meßmethoden

3.2.2.1 Erläuterung der elektrophysiologischen Grundbegriffe

3.2.2.1.1 Reizschwellen

3.2.2.1.2 Regelkreis Herz-Herzschrittmacher

3.2.2.1.3 Elektrischer Widerstand im Stimulationskreis

3.2.2.2 Sonstige intraoperative Messungen

3.2.2.3 Beschreibung und Darstellung der Meßgeräte

3.2.3 Spezielle Methodik der Widerstandsmessungen bei der Elektrostimulation

3.2.3.1 Erste Bemühungen

3.2.3.2 Widerstandsmessungen mit dem Meßgerät Biomedix R 1 ab September 1976

3.2.3.2.1 Kurzdarstellung des Impedanz-Meßgerätes Biomedix R 1

3.2.3.2.2 Vorstellung unserer Kollektive

3.2.3.2.3 Meßmethodik von September 1976-Dezember 1976

3.2.3.2.4 Die Impedanz im Regelkreis Schrittmacher-Herz

3.2.3.2.5 Impedanzmessungen mit dem verbesserten Meßgerät R 1 ab Januar 1977

3.2.3.2.6 Eichung des Meßgerätes Biomedix R 1

3.2.4 Messung der Spannungs- und Stromreizschwellen mit dem Meßgerät Biotronik ERA 2

3.2.5 Widerstandsbestimmung anhand photometrischer Auswertung

4. Ergebnisse

4.1 Widerstandsmessungen

4.1.1 Widerstandsmessungen mit dem Zweikanalelektrodenstrahloszilloskop

4.1.2 Widerstandsmessungen mit dem Impedanz-Meßgerät Biomedix R 1

4.2 Reizschwellenmessungen

4.2.1 Messungen der Spannungsreizschwellen mit dem Meßgerät Biotronik ERA 2

4.2.2 Messungen der Stromreizschwellen mit dem Meßgerät Biotronik ERA 2

5. Diskussion

6. Zusammenfassung

7. Literaturverzeichnis

1. Einleitung

1.1 Historie

1.1.1 Erste Anwendung der elektrischen Energie in der Medizin

Bereits in der Zeit vor Christi Geburt ist die Wirkung des elektrischen Stromes auf den menschlichen Organismus bekannt gewesen.
So wird aus dem Römischen Reich von Personen berichtet, die nach einem Schlag durch einen elektrischen Fisch von ihren Gichtschmerzen befreit waren. Darüber hinaus ist aus dieser Epoche die Verwendung von Bernsteinen und Magneten zu Heilzwecken überliefert.
Das von uns Menschen als unangenehm empfundene Prickeln eines elektrischen Schlages hat zahlreiche Anwendungen gefunden. Bei Kropfbildung, Sterilität und nervösen Zuständen wurden galvanische und faradische Ströme angewandt (32).
Eine derartige Anwendung der Elektrizität kennzeichnete in früheren Jahrhunderten den Scharlatan.
Doch bereits eingangs des 19.Jahrhunderts schlug der Brite BURNS vor, die elektrische Entladung für die Behandlung des Herzstillstandes zu nutzen (3).
In seinem 1809 erschienenen Buch "Observations on Some of the Most Frequent and Important Diseases of the

Heart" schreibt BURNS: "Wo jedoch die Lebensfunktionen bereits sehr vollständig gewichen sind und dieser Zustand lange anhält, müssen wir die Lungen aufblasen und elektrische Stromstöße durch die Brustwand schicken. Der Arzt braucht niemals, wenn der Tod plötzlich eintritt und die Person noch nicht sehr alt ist, am Erfolg zweifeln, solange keine eindeutigen Anzeichen des wahren Todes vorliegen."

1.1.2 Historie des Herzschrittmachers

1.1.2.1 Allgemeine historische Entwicklung des Herzschrittmachers

Die ersten Bemühungen, den Herzschlag elektrisch zu stimulieren, bestanden in der direkten Herzmuskelreizung und begannen in der 1.Hälfte des letzten Jahrhunderts. Mit Hilfe galvanischer Ströme brachte ALDINI die Herzen enthaupteter Verbrecher wieder zum Schlagen (etwa 1820).

In den USA gelang es um 1890, durch Induktionsstromstösse den Herzschlag bei Tieren aufrecht zu erhalten, bei denen durch Vagusreizung ein Herzstillstand ausgelöst worden war.

Ein Meilenstein auf dem Weg zum heutigen Schrittmacher waren die Arbeiten von HYMAN (2o,21) aus den Jahren

1930/32. Er hatte beobachtet, daß es durch intrakardiale Injektion einer Vielzahl von Substanzen möglich war, den Herzschlag wieder anzuregen und daraus richtig gefolgert, daß die mechanische Reizung durch die Nadel der entscheidende Faktor sein müsse. Er konstruierte und beschrieb auch den ersten künstlichen Schrittmacher und erprobte ihn im Tierexperiment.

Durch die Kriegswirren verzögert dauerte es dann noch bis 1952, ehe durch ZOLL und seine Mitarbeiter endlich die Anwendung eines externen Herzschrittmachers für die klinischen Belange beim Menschen beschrieben wurde (59).

Weil zur Überwindung des Hautwiderstandes hohe Spannungswerte erforderlich waren, die schmerzhafte Kontraktionen der Thoraxmuskulatur und lokale Verbrennungen zur Folge hatten, war diese Form der externen Impulsübertragung zwar für eine Dauerstimulation ungeeignet, zeigte jedoch bei kurzfristiger Applikation gute Ergebnisse.

Es folgten verschiedenartige Experimente, um eine dauerhafte Stimulation des Herzens zu erreichen: ROSENBAUM und HANSSEN (36) stachen mittels eines Troikarts eine Perikardelektrode ein, BELLET (1) hingegen brachte Elektroden bei thorakotomierten Patienten in den rechten Ventrikel ein.

Der entscheidende Nachteil war - von den Risiken einer Thorakotomie einmal abgesehen - vor allem das Bestehen-

bleiben einer offenen Verbindung zwischen dem externen Impulsgeber und dem Herzen und die daraus resultierende Gefahr einer Infektion.

Durch die Erfindung des Transistors und das Vorhandensein kleinerer Batterien gelang es erstmals 1958 SENNING und ELMQUIST, einen implantierbaren Kleinschrittmacher vorzustellen (12).

Dieser besaß eine Nickel-Cadmiumzelle, die von außen durch Induktion aufgeladen werden mußte.

CHARDACK (4) inkorporierte 1960 erstmals einen Impulsgeber, der mit seinen Quecksilberzellen über eine eigene Energiequelle verfügte.

Weil allerdings die Elektroden zunächst epikardial-myokardial fixiert werden mußten, blieb diese Technik auf wenige thoraxchirurgische Zentren beschränkt.

Als dann zu Beginn der 60-er Jahre LAGERGREN und JOHANSSON (3o) erstmalig unipolare transvenös-endokardiale Elektroden implantierten, war der Durchbruch gelungen. Es konnten nun nicht nur die Risiken der Thorakotomie vermieden werden, sondern es wurde dadurch auch möglich, einen Schrittmacher in Lokalanästhesie zu legen.

Die ersten Impulsgeber waren ausnahmslos Festfrequenzschrittmacher, die bei Patienten mit intermittierenden Reizleitungsstörungen zwangsläufig Parasystolien herbeiführen mußten.

In den Jahren 1965/66 wurden die ersten Bedarfs-

schrittmacher (sogenannte Demand-Schrittmacher) inkorporiert (60), die inzwischen zur Methode der Wahl geworden sind (vgl. dazu 1.2.1.2.1).
In diesem Zeitraum wurden noch zahlreiche andere Schrittmachersysteme beschrieben.
Etwa zur gleichen Zeit berichtete NATHAN (33) über vorhofgesteuerte Schrittmachersysteme, deren Applikation allerdings mit Schwierigkeiten verbunden war, weil noch eine zweite Elektrode - und zwar im Vorhof - fixiert werden mußte, deren Haftung an der glatten Vorhofwand zunächst größte Schwierigkeiten bereitete und erst seit Einführung der Widerhakenelektrode (SCHALDACH, 39) beherrscht wird.
Ebenfalls in der Mitte der 60-er Jahre beschrieb NEVILLE (34) erstmalig die Implantation eines ventrikelsynchronisierten Schrittmachers.
Die dann immer schneller einsetzende Weiterentwicklung der Energiequellen über Radionukleidbatterien und Lithiumbatterien sowie die Verbesserung der Schrittmacherelektronik können hier nicht näher behandelt werden.

1.1.2.2 Geschichte der Herzschrittmacher in Marburg

Der erste Schrittmacher in Marburg wurde am 12.Februar 1965 von SCHLOSSER implantiert.
Zuvor hatten aber schon HARDEWIG und Mitarbeiter tempo-

räre externe Schrittmacherbehandlungen durchgeführt.
1968 erschien von KÖRNER und SCHLOSSER (28) die erste Veröffentlichung über die Marburger Erfahrungen mit implantierbaren Herzschrittmachern, welche in besonderem Maße die damals vielfältigen Komplikationen behandelte.
Von Anbeginn an gab man in Marburg dem transvenösen Stimulationsverfahren den Vorzug.
Zwei Standardoperationsverfahren kamen zum Einsatz:

1) 1965 - 1970: transvenöse Implantation der Elektrode über die rechte Vena jugularis externa, wobei der Impulsgeber abdominal inkorporiert wurde;
2) seit 1970: Implantation des Schrittmachers praepectoral rechts, wobei die Elektrode über die rechte Vena cephalica zum Herzen führt (siehe 3.1).

Während 1965 lediglich 4 Erstimplantationen durchgeführt wurden, stieg diese Zahl bis 1969 langsam und seit 1970 steil an (vgl. Tabelle 1.1.2.2).
Die in der Zeit bis 1969 hohe Komplikationsrate war begründet durch die geringe Anzahl der Eingriffe und die relativ wenigen Veröffentlichungen, sodaß die Operateure sich weder eigene Erfahrungen noch Informationen aus anderen Kliniken aneignen konnten. Man kann diese erste Periode daher als Pionierzeit der Marburger Herzschrittmachertherapie bezeichnen.
Beginnend mit dem Ende der sechziger Jahre nahmen die Publikationen sehr stark zu, sodaß die heutzutage vorhandene Literatur zu dem Thema "Schrittmachersysteme" kaum

Jahr	65	66	67	68	69	70	71	72	73	74	75	76	Summe
Erstimplantation	4	10	5	21	23	23	34	33	59	70	101	119	502
Routinewechsel	0	0	2	0	4	8	20	29	28	36	50	85	262
Wechsel bei Defektserie	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	14	14
Wechsel mit Komplikationen	0	2	11	11	26	14	5	5	8	6	5	15	108
Komplikationen ohne Wechsel	1	4	9	13	10	15	8	25	10	12	22	24	153
externe Schrittmacher	0	0	0	0	0	0	2	3	5	7	8	13	38
Summe aller Operationen	5	16	27	45	63	60	69	95	110	131	186	270	1077

Tab. 1.1.2.2

Jährliche Schrittmacheroperationen in Marburg (53)
Stand 31.12.76

noch zu übersehen ist. Entsprechend ging auch die Komplikationsrate seit 1970 spürbar zurück.

Ende 1970 wurden eine Schrittmacherkartei angelegt und ein Herzschrittmacherlabor eingerichtet, in welchem insbesondere Schrittmacher auf ihre Funktion geprüft werden konnten. Es erfolgten die ersten intraoperativen Messungen, auf die in Abschnitt 3.2.1 näher eingegangen wird.

Die heutigen Implantationen sind Ein-Mann-Operationen geworden, die etwa 20-30 Minuten dauern, in Lokalanästhesie durchgeführt werden und den Patienten kaum belasten. Die Komplikationsrate in Marburg ist gering (11,26,27, 41,43,48).

Vor nunmehr fast 14 Jahren wurde im Februar 1965 in Marburg erstmals ein Herzschrittmacher einem 72-jährigen Patienten implantiert wegen eines totalen AV-Blockes und Adams-Stokes-Anfällen. Die Erstimplantation sowie zwei Routinewechsel erfolgten ebenso wie die ganze Schrittmachertherapie komplikationslos, bis der Patient 1971 an einem Apoplex verstarb.

Am 26. Oktober 1965 wurde einem 55-jährigen Mann wegen eines totalen AV-Blockes und Adams-Stokes-Anfällen durch eine anteriore Thorakotomie eine epikardiale Elektrode implantiert, nachdem der Versuch der transvenösen Stimulation einige Tage zuvor fehlgeschlagen war.

Im folgenden Zeitraum bis 1974 wurden an ihm 10 weitere Operationen durchgeführt, davon 2 als Routinewechsel zum

Austausch der erschöpften Impulsgeber und 8 Eingriffe wegen verschiedenartiger Komplikationen. 1974 erhielt er einen Plutonium-Schrittmacher, der bis heute einwandfrei funktioniert. Die Stimulation erfolgt inzwischen durch eine transvenöse Elektrode.
Dieser Patient ist der älteste lebende Repräsentant der Marburger Schrittmachertherapie.

1.2 Allgemeines über Schrittmacher

Ein Herzschrittmacher soll künstlich über elektrische Impulse das Myokard zur Kontraktion stimulieren. Der Impulsgeber (=Energiequelle plus Elektronik) gibt ca. 70 mal in der Minute über eine Elektrode einen Impuls von bestimmter Stromstärke und Zeitdauer an den Herzmuskel ab. Dort muß er eine gewisse Reizschwelle überschreiten, um effektiv sein zu können, d.h. um das Myokard zur Kontraktion zu bringen. Die Elektrode wird - meist transvenös - vom Schrittmacher aus durch eine der zum Herzen führenden Venen an das Endokard des rechten Ventrikels gelegt, wo sie im Trabekelwerk einwächst.

1.2.1 Implantierbare Impulsgeber

Es werden grundsätzlich Impulsgeneratoren mit fester

Frequenz und solche mit einer steuerbaren Frequenz unterschieden.

1.2.1.1 Festfrequente Schrittmacher

Dieser älteste Schrittmachertyp überhaupt besitzt eine sehr einfache Konstruktion, da er auf eine feste Frequenz - meist um 70 Impulse pro Minute - eingestellt ist und unabhängig von der Herzaktion des Patienten stimuliert. Er verfügt über keine aufwendige und störanfällige Elektronik und ist von allen auf dem Markt befindlichen Geräten das preiswerteste.

Seiner großen Zuverlässigkeit steht allerdings die durch eine feste Frequenz notwendigerweise fehlende Adaptation an einen gar nicht so selten wieder auftretenden Eigenrhythmus (7,38) gegenüber, der dann zur Parasystolie führt, wobei die Schrittmacherimpulse mit physiologischen Reizen konkurrieren.

Daher ist seine Indikation auch bei Patienten mit fehlender oder geringer Eigenaktivität durchaus in Zweifel zu ziehen, auch wenn er eine längere Betriebsdauer besitzt wegen seines geringeren Energiebedarfs.

1.2.1.2 Gesteuerte Schrittmacher

Hat ein Patient noch zeitweise ausreichende Eigenaktivitäten, so wird eine Steuerung des Schrittmachers erforderlich. Er darf dann einen Impuls zur Stimulation nur abgeben, wenn die Eigenfrequenz unter einen gewissen Wert, beispielsweise 70 Schläge pro Minute, abgesunken ist.
Nachfolgend sollen die wichtigsten Vertreter dieser steuerbaren Impulsgeber skizziert werden.

1.2.1.2.1 QRS-inhibierte Schrittmacher

Bei diesem Typ werden über die stimulierende Elektrode dem Schrittmacher intrakardiale Signale zugeleitet, die dann analysiert werden. Falls der Herzeigenrhythmus ausreicht, wird der Stimulationsimpuls unterdrückt, ansonsten wird stimuliert. Leider werden nicht nur intrakardiale Signale vom Empfangskreis des Schrittmachers analysiert, sondern auch von außen kommende Störsignale.

Beim sogenannten Demand-Schrittmacher (Bedarfsschrittmacher) wird für Überwachungszwecke der Stimulationsimpuls nicht völlig unterdrückt, sondern synchronisiert mit dem QRS-Komplex unterschwellig abgegeben.

1.2.1.2.2 QRS-synchronisierte Schrittmacher

Ist eine ausreichende Eigenfrequenz vorhanden, so wird der anstehende Schrittmacherimpuls nicht blockiert, sondern in die absolute Refraktärphase des Kammerkomplexes eingegeben.
Fällt der Eigenrhythmus aus, so stimuliert der Schrittmacher entsprechend seiner eingestellten Frequenz.
Der Vorteil dieses Systems liegt darin, daß auch durch den Einfluß äußerer Störquellen eine ausreichende Stimulation gewährleistet ist.
Als Nachteil ist der höhere Energieverbrauch zu erwähnen, da selbst bei einem über Tage oder gar Wochen bestehenden Eigenrhythmus ein voller Energieverlust eintritt und der Vorteil des Demand-Schrittmachers, nämlich Energie zu sparen, hier wegfällt.
Durch Auflegen eines Magneten kann man bei beiden bisher vorgestellten Schrittmachertypen eine eingestellte Festfrequenz unabhängig vom vorliegenden Eigenrhythmus einschalten.

1.2.1.2.3 Vorhof-gesteuerte Schrittmacher

Vorhof-gesteuerte Schrittmacher erfordern ein doppeltes Elektrodensystem: eine Elektrode wird zum Empfang der Vorhofsignale im Vorhof fixiert, die andere im Ventrikel

zur Stimulation. Findet zeitweilig ein normaler Eigenrhythmus statt, so fällt der Schrittmacherimpuls in die absolute Refraktärphase. Die Indikation ist nur bei einwandfreier Vorhofaktivität zu stellen.
Der Vorteil dieses Schrittmachertyps ist in der Ausnutzung der natürlichen Frequenzanpassung an den jeweiligen Bedarf und in einer koordinierten Vorhof-Kammer-Funktion zu sehen, die unter anderem auch für die Coronarversorgung von Bedeutung zu sein scheint (7).
Die Nachteile sind zum einen die schwierige Fixierung der Vorhofelektrode, die allerdings bei Verwendung einer Widerhakenelektrode erleichtert wird, und zum anderen die Tatsache, daß dieser Schrittmachertyp leicht auf äußere Störquellen reagiert und einen recht hohen Energiebedarf hat.

1.2.2 Indikationen zur Schrittmacherimplantation

Im internationalen Schrifttum besteht hinsichtlich der verschiedenen Indikationen für eine Anwendung von Herzschrittmachern ziemlich weitgehende Übereinstimmung (38).
Grundsätzlich ist es notwendig, in jedem Einzelfall Nutzen, Kosten und Risiko gegeneinander abzuwägen, um einen sinnvollen Einsatz zu gewährleisten.
Man muß eine passagere von einer permanenten Schritt-

macherbehandlung unterscheiden.

1.2.2.1 Indikationen zur passageren Schrittmacherbehandlung

Diese Form einer nur vorübergehenden Stimulation wird von zahlreichen Schrittmacherzentren angewandt, um bis zum Einbringen einer definitiven Sonde allen zwischenzeitlich auftretenden Unregelmäßigkeiten begegnen zu können und das Operationsrisiko durch kontinuierlichen Übergang von der temporären zur permanenten Stimulation möglichst gering zu halten (7).
In der operativen Kardiologie kann eine vorhandene Möglichkeit zur Stimulation zur Beherrschung drohender Asystolien dienen. Insbesondere nach Infarkten kann eine passagere Schrittmachersonde die Therapiemöglichkeiten während der Postakutphase beträchtlich erweitern (7), indem etwa antiarrhythmisch wirksame Substanzen höher dosiert und mit geringerer Gefahr für die Eigenfrequenz des Patienten verabreicht werden können.

1.2.2.2 Indikationen zur permanenten Schrittmacherbehandlung

Nach ROSENKRANZ (37) sollen vor einer endgültigen Implan-

tation eines Schrittmachersystems sowohl die zur Verfügung stehenden medikamentösen Maßnahmen (Digitalis-Glykoside, Antiarrhythmetika, etc.) als auch die Möglichkeiten der einmaligen Elektroschockbehandlung und der temporären Stimulation ausgeschöpft werden.
Wir unterscheiden eine absolute und eine relative Indikation (38).

1) Absolute Indikation:

- totaler AV-Block mit Adams-Stokes-Anfällen
- extreme bradykarde Kammerfrequenz bei Vorhofflimmern
- Sinusbradykardie (weniger als 40 Impulse/Minute), SA-Block mit und ohne Synkopen
- hypersensitives Carotis-Sinus-Syndrom.

2) Relative Indikation:

- totaler AV-Block ohne Adams-Stokes-Anfälle
- AV-Block 2.Grades mit therapierefraktärer Herzinsuffizienz
- manifeste oder drohende bradykarde Herzrhythmusstörung
- gehäuftes Auftreten paroxysmaler Tachykardien.

In jedem Falle sollte bei einer geplanten Schrittmacherimplantation das Ausmaß der kardialen Leistungsbeeinträchtigung genau analysiert werden.

1.3 Allgemeines über Elektroden

Elektroden stellen die elektrische Verbindung zwischen dem Schrittmacher und dem Herzen her. Sie werden mittels spezieller Adapter mit dem Schrittmacher verbunden. Elektroden müssen aus einem elastischen, ermüdungsfreien, bruchfesten sowie elektrisch gut leitenden Material bestehen, da sie - alleine schon durch die permanente Eigenbewegung des Herzens - erheblichen Beanspruchungen ausgesetzt sind.
Weil eine einmal implantierte Elektrode sich nach relativ kurzer Zeit im Myokard bindegewebig verankert, wodurch ihre Entfernung unmöglich oder zumindest sehr erschwert wird (25,26,27,48), sind an die Qualität und Zuverlässigkeit der Elektroden besonders hohe Anforderungen zu stellen.
Wir kennen drei verschiedene Formen der elektrischen Stimulation, nämlich die epikardiale, die myokardiale sowie die endokardiale.

1.3.1 Epikardiale Elektroden

Diese Elektroden können nur durch eine Thorakotomie oder Mediastinotomie auf dem Epikard fixiert werden.

1.3.2 Myokardiale Elektroden

Ebenfalls im Rahmen einer Thorakotomie oder Mediastinotomie werden diese Elektroden ins Myokard eingebracht.

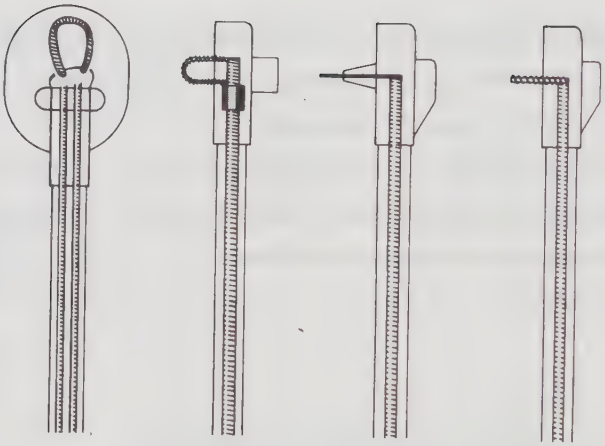
Diese beiden Elektrodenformen werden heute nur noch in Ausnahmefällen (1-2%) appliziert.
Sie waren in der Anfangszeit der Schrittmachertherapie die einzige Möglichkeit, Elektroden zu fixieren (Abbildung 1.3.2).

1.3.3 Endokardial-transvenöse Elektroden

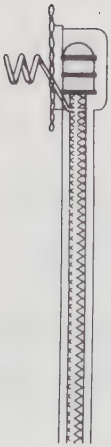
Über 98% aller kardialen Stimulationen erfolgen heute über transvenöse Sonden.

1.3.3.1 Bipolare Elektroden

Darunter verstehen wir mit zwei Reizpolen versehene Elektroden. Sie werden zwar kaum durch Störpotentiale beeinflußt, aber sie empfangen die kardialen Signale schlechter. Bei transvenöser Applikation sind die Elektroden steifer und dicker und verursachen daher häufiger Komplikationen als unipolare Sonden.



1 2 3 4



5

Abb. 1.3.2

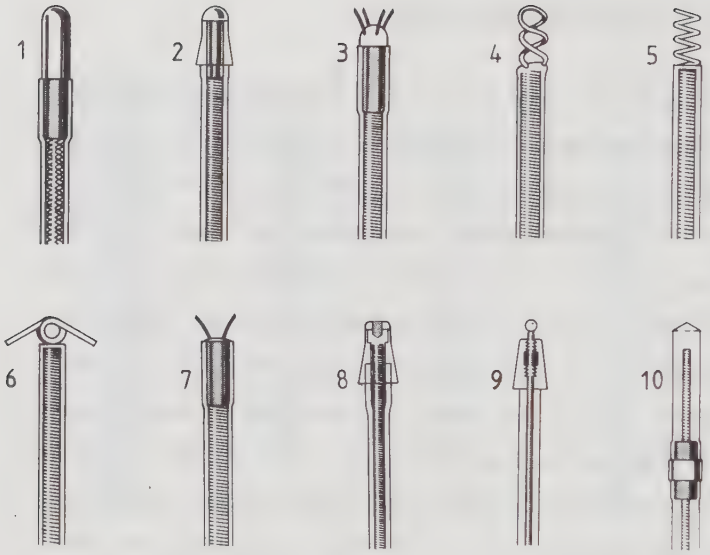
Myokardiale (epikardiale) Elektroden-Typen

1 Platten-Elektrode - epikardial -
2 Loop-Elektrode - myokardial -
3 Stift-Elektrode - myokardial -
4 Wendelstift-Elektrode - myokardial -
5 Korkenzieher-Elektrode- myokardial -

Geflecht- bzw. Spiralzuleitung mit aufzunähendem oder einzuschraubendem Elektrodenkopf

1.3.3.2 Unipolare Elektroden

Hier wird nur eine Elektrode zur Stirulation des Herzmuskels verwandt.Die herzferne Gegenelektrode befindet sich in den meisten Fällen direkt am Schrittmacher. Bei den einzelnen Elektrodentypen sind Unterschiede in der Form der elektrischen Zuleitung (z.B. Spiralen oder feine um einen Kunststoffaden gewickelte Stahldrähtchen), im verwandten Material (Elgiloy, Platin-Iridium) und in der Form und Größe des stimulierenden Elektrodenkopfes festzustellen. Allen elektrischen Leitern gemeinsam ist eine Isolierschicht aus Silikongummi. Die Abbildung 1.3.3.2 vermittelt einen Eindruck über die Vielfalt der auf dem Markt befindlichen unipolaren endokardialen Elektroden, die der transvenösen Stimulation dienen.
Nachfolgend werden die drei Elektrodentypen vorgestellt, die für unsere Messungen von Bedeutung waren.



1 Gewöhnliche Elektrode mit Geflechtzuleitung
2 Gewöhnliche Elektrode mit Spiral-Zuleitung und Schulter
3 Borsten-Elektrode
4 Helifix-Elektrode
5 Spiral-Elektrode
6 Haken-Elektrode
7 Borsten-Elektrode
8 Ring-Elektrode
9 Kugelkopf-Elektrode
10 Coronarsinus-Elektrode

Abb. 1.3.3.2

Übersicht über einige transvenöse Elektroden

1.3.3.2.1 Die Elektrode Biotronik IE-85-K-O

Hierbei handelt es sich um eine transvenös implantierbare unipolare Elektrode der Firma Biotronik. Die Typenbezeichnung IE-85-K-O erklärt sich folgendermaßen:

IE: bedeutet intrakardiale Elektrode

85: Länge der Elektrode in cm

K : steht für Kragen, d.h. der Elektrodenkopf besitzt einen Kragen aus Silikonkautschuk, der einer sicheren Fixierung dienen soll (siehe Abbildung 1.3.3.2.1.1).

-O: die Hinzufügung "-O" bedeutet, daß es sich um eine Elektrode handelt, die ohne Anschlußstecker geliefert wird. Der Anschluß zum Schrittmacher erfolgt in diesem Falle über einen speziellen Adapter.

Die technischen Daten lauten (gemäß Angaben der Firma Biotronik):

Werkstoff (Elektrodenkopf)	: Elgiloy
Oberfläche (Elektrodenkopf)	: ca 27 mm^2
elektrische Zuleitung	: Elgiloy-Spirale
Isolierung	: Silikon-Kautschuk

Die Abmessungen (in mm) des Elektrodenkopfes sind der Abbildung 1.3.3.2.1.2 zu entnehmen.

Der Werkstoff Elgiloy ist eine elastische nicht magnetische Legierung, deren Hauptbestandteile Kobalt, Chrom und Eisen sind.

Abb. 1.3.3.2.1.1

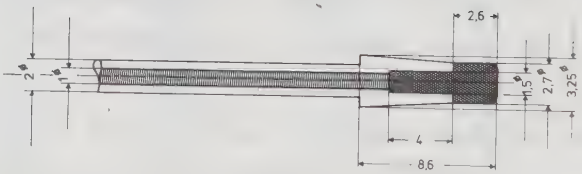


Abb. 1.3.3.2.1.2

Elektrode Biotronik IE-85-K-0

1.3.3.2.2 Die Elektrode Biotronik IE-85-K-10-0

Sie unterscheidet sich von der IE-85-K-0 nur durch den Zusatz "-10", der ausdrücken soll, daß es sich um eine nur 10 mm^2 große stimulierende Elektrodenoberfläche handelt.

Nach den Angaben des Herstellers lassen sich durch den Einsatz dieser Elektrode sowohl der Energieverbrauch als auch die Reizschwelle niedrig halten.

Die Abbildungen 1.3.3.2.2.1 und 1.3.3.2.2.2 zeigen Abmessungen und Form dieser Elektroden.

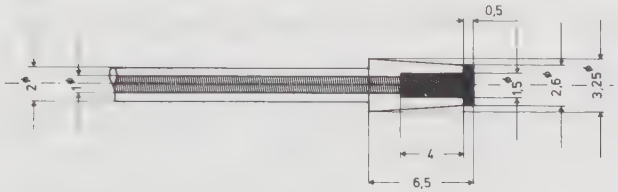


Abb. 1.3.3.2.2.1

Abb. 1.3.3.2.2.2

Elektrode Biotronik IE-85-K-10-O

1.3.3.2.3 Die Elektrode Vitatron MIP 2007

Die Elektrode MIP 2007 der Firma Vitatron ist eine unipolare, endokardiale Elektrode zur permanenten transve-

nösen Stimulation des Herzens.

Zur Fixation der Elektrode im Endokard besitzt diese Elektrode an ihrer Spitze vier Kunststoffäden (sogenannte Fixierungsmonofile), die aus dem Elektrodenkopf herausgedrückt werden, sobald dieser seine vorgesehene Position im Herzen erreicht hat und die Messung der Reizschwelle erfolgt ist. Auf diese Art ist eine sichere Verankerung möglich (siehe Abbildung 1.3.3.2.3.1 und 1.3.3.2.3.2). Sie wird mit guten Ergebnissen implantiert, wenn bereits zuvor eine Elektrodendislokation erfolgt ist (7,38). Die wichtigste Indikation für den Einsatz dieser Elektrode ist bei Patienten mit dilatiertem Herzen gegeben.

Die MIP 2007 besitzt einen Kragen aus Silikonkautschuk; der stimulierende 18 mm^2 große Elektrodenkopf besteht aus einer Platin-Iridium-Legierung, die spiralenförmige elektrische Zuleitung aus Elgiloy.

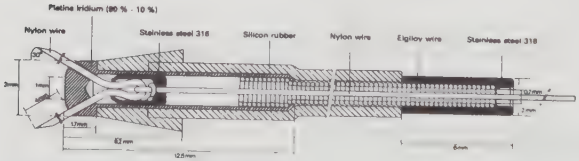


Abb. 1.3.3.2.3.1

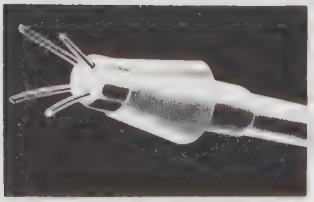


Abb. 1.3.3.2.3.2

Elektrode Vitatron MIP 2oo7

2. Problematik

2.1 Die Herzfunktion im allgemeinen

Das menschliche Herz ist eine Pumpe, die das Blut durch Lunge und Körper befördert.
Beim gesunden Herzen ist diese Pumpaktion innerhalb der einzelnen Kammern koordiniert, d.h. Herzschlagfrequenz und Blutvolumen werden den jeweils aktuellen Erfordernissen angepaßt.
Dabei wird die Arbeitsfrequenz des Herzens durch den Sinusknoten gesteuert (vgl. Abb. 2.1); der Sinusknotenbereich ist reichlich von sympathischen und parasympathischen Nervenfasern durchsetzt.

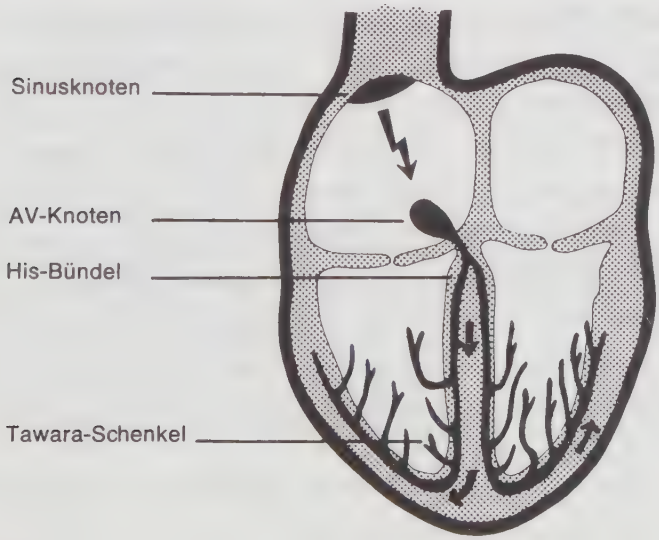


Abb. 2.1

Reizleitungssystem des menschlichen Herzens (Schema)

Das atriale Leitungssystem leitet den Impuls aus dem Sinusknoten an den atrioventrikulären Knoten (AV-Knoten) und ebenso an den linken Vorhof weiter.
Vom AV-Knoten aus wird der Reiz über das His'sche Bündel in das ventrikuläre Leitungssystem (Tawara-Schenkel und Purkinje-Fasern) weitergeleitet.
In dieser vereinfachten Darstellung werden die vielfältigen Koordinationen der einzelnen Reizleitungen untereinander nicht berücksichtigt, die letztlich erst ein Funktionieren des Herzens ermöglichen.
Tritt nun an irgendeiner Stelle der elektrischen Reizleitung ein Fehler auf, so ist diese komplizierte Koordination nicht mehr gewährleistet. Ist z.B. die Überleitung vom Sinusknoten zum AV-Knoten - welche die häufigste Störung überhaupt darstellt - unterbrochen, müsste das Herz stillstehen. Glücklicherweise gibt es aber - vom Sinusknoten unabhängige - nachgeordnete Automatiezentren, die eine Notfunktion unterhalten, welche den Organismus vor direkten Schäden schützt. Dieser Ersatzrhythmus mit einer Frequenz von etwa 30 Impulsen pro Minute kann aber natürlicherweise nicht die Leistung einer Normalfrequenz von ca. 70 Impulsen pro Minute ersetzen: hier wäre z.B. die "klassische" Indikation für einen Herzschrittmacher gegeben, weil er der medikamentösen Behandlung bezüglich Mortalität und Effektivität weit überlegen ist.

2.2 Die Notwendigkeit der intraoperativen Messungen

Das künstliche Schrittmachersystem stimuliert das Herz durch einen elektrischen Impuls, der von dem Impulsgeber (= Schrittmacher) via Elektrode(n) zum Herzen übergeleitet wird.

Über die verschiedenen Schrittmachersysteme, d.h. die unterschiedlichen Formen und Applikationen von Herzschrittmachern und Elektroden, wurde unter 1.2 und 1.3 bereits ausführlich berichtet. Von entscheidender Bedeutung ist nun die richtige Auswahl des für den jeweiligen Patienten in Frage kommenden Schrittmachersystems sowie der richtigen Elektrode (vgl. 1.3).

Die Elektrode vom transvenös-unipolaren Typ, wie sie bei uns implantiert wird, hat sowohl die Aufgabe der Stimulation (Reizübertragung vom Schrittmacher zum Herzmuskel) als auch die der Überleitung des kardialen Signals (Herzeigensignal zum Schrittmacher) zur Steuerung des Schrittmacherimpulses (Abb. 2.2).

Ist dieses kardiale Signal zu klein, wird der Regelkreis unterbrochen und der Stimulator beginnt unabhängig vom Herzen zu stimulieren (sogenannter Entrance block).

Hier wird schon die Notwendigkeit deutlich, eine intraoperative Analyse der kardialen Signale durchzuführen.

In der Praxis bedeutet das, während der Operation das kardiale Elektrogramm abzuleiten und es zu prüfen

bezüglich seines Frequenz- und Spannungsverhaltens. Dabei werden die Spannungen mit parallel vorgeschalteten Widerständen belastet, die den Widerständen der üblicherweise implantierten Schrittmachertypen entsprechen.

Liegen diese Spannungen unterhalb der Schrittmacherempfindlichkeit, so ist entweder ein anderer Reizort für die Elektrode oder ein Schrittmacher höherer Empfindlichkeit bzw. mit gesteigertem Eingangsinnenwiderstand zu wählen (42,45,49,50).

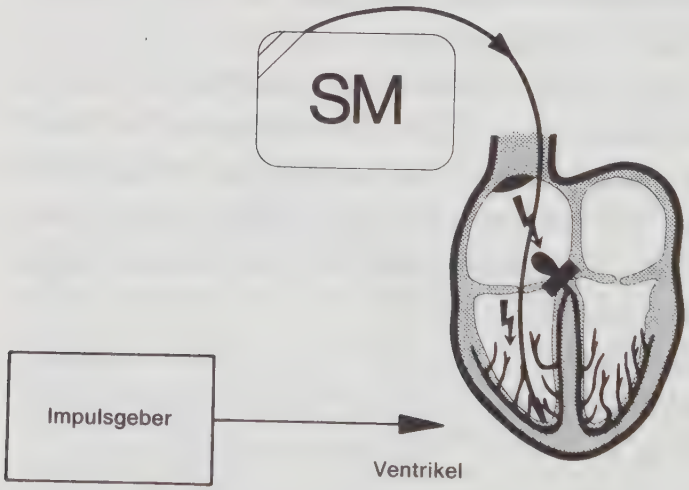


Abb. 2.2

Schrittmacher mit transvenös-unipolarer Elektrode

Wichtiger noch als die Vermeidung eines Entrance block ist es, einen sogenannten Exit block auszuschliessen. Von einem Exit block spricht man, wenn ein Schrittmacherreiz aus irgendeinem Grunde nicht in der Lage ist, das Herz ausreichend zu stimulieren. Weil wir bei jedem Schrittmacherpatienten ganz individuell-verschiedene physiologische Verhältnisse antreffen, ergibt sich eine zwingende Notwendigkeit zur intraoperativen Messung verschiedener Parameter (z.B Spannungsreizschwelle, Stromreizschwelle, Elektrodenübergangswiderstand), um ein zuverlässiges Funktionieren des implantierten Schrittmachersystems zu gewährleisten.

2.3 Ausgangssituation unserer Messreihen

Im Schrittmacherzentrum der Marburger Chirurgischen Universitätsklinik wurden in den Jahren 1973-1975 vornehmlich Schrittmacher des Typs Devices 3821 eingebaut (43). Neben unverständlichen Fabrikationsmängeln wie Elektronikfehlern, Drahtbrüchen und allgemein verminderter Lebensdauer fiel bei diesen Geräten auf, daß sie einen sehr niedrigen Eingangsinnenwiderstand besaßen, der häufig einen Entrance block zur Folge hatte.
Dieses letztgenannte Phänomen konnte nur dadurch ausgeschaltet werden, daß während der Operation ein intrakardiales Elektrogramm abgeleitet wurde, und zwar mit

denjenigen Belastungswiderständen, die in den herkömmlichen Schrittmachertypen eingebaut werden.
Um Patienten nicht unnötig oft der Belastung einer Operation aussetzen zu müssen - sowie zur Vermeidung der dabei entstehenden immensen Kosten (51) - ist es unumgänglich (46), nachfolgende Messungen während einer Operation (Erstimplantation bzw. Routinewechsel) durchzuführen:

a) Messungen für einwandfreie Stimulation
   - Reizzeitspannungsschwellen
   - Reizzeitstromschwellen

b) Messungen für einwandfreie Schrittmachersteuerung
   - intrakardiales Elektrogramm (bipolar, Wundrand-Elektrode)
     aa) ohne Belastung
     bb) mit Belastungswiderständen (entsprechend den jeweils implantierten Schrittmachertypen)

c) Messungen des Widerstandes bei Elektrostimulation
   - mit dem Zweikanalelektrodenstrahloszilloskop (Typ Advance OS 1000 A)
   - mit dem Impedanz-Meßgerät (Typ Biomedix R 1)

Bei sorgfältiger Durchführung und Auswertung der oben genannten Messungen wird es auch möglich sein, einem der Hauptziele der Schrittmacherchirurgie näher zu kommen, nämlich die Lebensdauer zu optimieren (22).
Dieses Ziel kann auf verschiedenen Wegen erreicht werden:

1) Verwendung von - allerdings in der Anschaffung kostspieligeren - Lithiumbatterien anstelle der herkömmlichen Quecksilber-Oxid-Batterien,
2) Variation des Impulses bezüglich seiner Höhe (V) und seiner Breite (ms),
3) Implantation von Schrittmachersystemen, die möglichst optimal den jeweils verschiedenartigen physiologischen Gegebenheiten eines Patienten individuell angepaßt werden,
4) Veränderungen der Oberfläche des intrakardial gelegenen Elektrodenkopfes hinsichtlich seiner Größe und Form.

Bei unseren Untersuchungen (52) spezialisierten wir uns auf folgende Fragen:

1) Läßt sich bei Verwendung kleinerer Elektrodenoberflächen ein erhöhter Widerstand erzielen, sodaß bei konstanter Ausgangsspannung der Stromfluß reduziert wird,
2) Ändern sich die Widerstände bei längeren Laufzeiten,
3) verhalten sich die Widerstände während eines

Stimulationsimpulses konstant,

4) ist das neu entwickelte Impedanz-Meßgerät Biomedix R 1 während einer Schrittmacheroperation eine wertvolle Hilfe?

3. Methodik

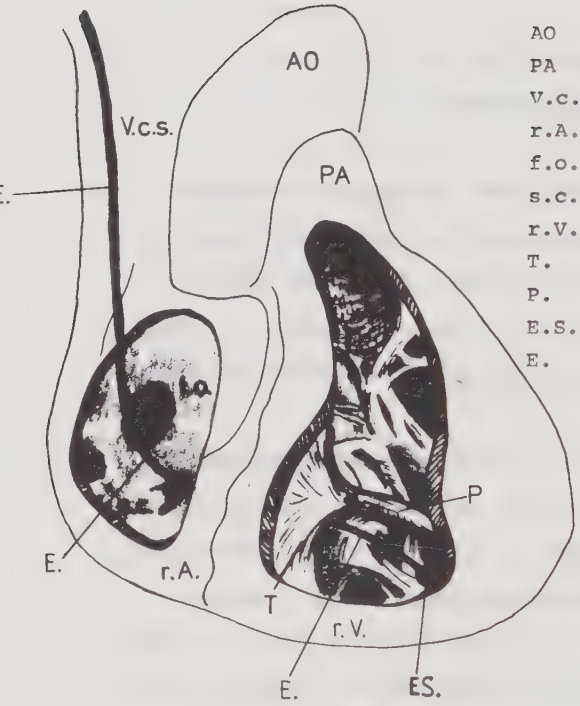
3.1 Operationsmethode in Marburg

Die Dauerbehandlung bradykarder Herzrhythmusstörungen durch elektrische Schrittmacher ist seit Einführung der Stimulation mittels endokardialer Elektroden im Jahre 1958 durch FURMAN (14,15,16) ständig verbessert worden, sodaß sie der medikamentösen Technik immer weiter überlegen wurde.

Seit 1965 werden auch in Marburg (41) Schrittmacher zur Dauerstimulation des Herzens implantiert. Von einigen wenigen Ausnahmen abgesehen wurden sämtliche Patienten mit transvenösen Stimulationselektroden (9,56) versorgt.

Bis Anfang 1970 wurde fast ausschließlich die transvenöse Elema-Elektrode EMT 588 B implantiert. Sie wurde überwiegend von der rechten Vena jugularis externa in Lokalanästhesie unter Röntgenkontrolle bis an den Boden des rechten Ventrikels vorgeschoben. Nach Plazierung der Elektrode und einwandfreier Stimulation wurde der Schrittmacher in Allgemeinnarkose teils subkutan, teils subfaszial im Bereich des rechten Oberbauches implantiert.

Seit 1970 werden die Elektroden - wir verwenden nahezu ausnahmslos die geschulterten Biotronik-Elektroden vom Typ IE-85-K-O und IE-85-K-10-O (siehe vorne 1.3.3.2.) - in Lokalanästhesie von der Vena cephalica rechts zum Boden des rechten Ventrikels vorgeschoben (Abb. 3.1.1).



AO - Aorta
PA - Pulmonalarterie
V.c.s. - Vena cava superior
r.A. - Rechter Vorhof
f.o. - Fossa ovalis
s.c. - Sinus coronarius
r.V. - Rechter Ventrikel
T. - Tricuspidalklappe
P. - Papillarmuskel
E.S. - Elektrodenspitze
E. - Elektrode

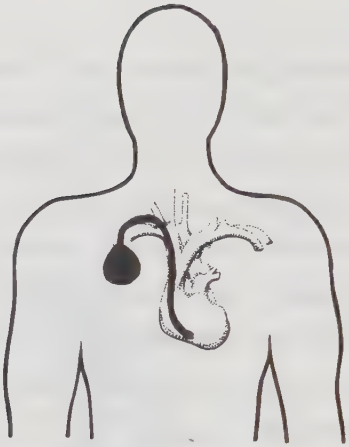
Abb. 3.1.1

Blick in den rechten Vorhof und rechten Ventrikel bei liegender Schrittmacherelektrode

Der Schrittmacher wird vom gleichen Schnitt aus präpektoral subkutan implantiert. Seit dieser Zeit wird routinemäßig die Reizschwelle bestimmt. Über dem Sulcus deltoideopectoralis (Verbindungslinie Klavikulamitte - Ende der Axillarfalte) wird ein etwa 6 cm langer Hautschnitt gelegt Der Sulcus wird, ohne die dünne Muskelfaszie zu verletzen, dargestellt und die Vena cephalica aufgesucht.

Dieselbe wird nach distal mit Mersilene ligiert, nach proximal wird eine Ligatur vorgelegt. Anschließend wird die Vene eröffnet und die Elektrode unter Röntgenkontrolle mit ihrer Spitze an den Boden des rechten Ventrikels etwas spitzenwärts der Mitte zwischen Atrioventrikularklappe und Herzspitze plaziert. Nach Entfernen des Mandrins (=Führungsdraht) werden die Reizschwelle bestimmt, das intrakardiale Elektrogramm aufgezeichnet und weitere Messungen durchgeführt(vgl. 3.2.2).
Bei zufriedenstellenden Meßergebnissen wird die Elektrode mit der vorgelegten Ligatur an der Vena cephalica fixiert. Anschließend wird nochmals eine Ligatur gelegt, wobei sorgfältig darauf zu achten ist, daß die Venenwand frei von Fett- und Bindegewebe ist. Sicherheitshalber wird die Elektrode mit dem belassenen freien Ende der distalen Venenligatur nochmals befestigt, um ein Lösen der Elektrode an der Einführungsstelle zu vermeiden. Danach wird die Elektrode so weit gekürzt, bis nur noch ein etwa 8 cm langes Ende aus der Implantationsstelle herausragt. Bei uns betrug die durchschnittlich im Patienten verbleibende Elektrodenlänge 45,50 cm (52).So werden Elektrodenschleifen vermieden(Gefahr des sogenannten Pacemaker-Twiddler-Syndroms (11)), um Störungen durch Induktion bei eventuell auftretenden elektromagnetischen Feldern gering zu halten.(Abb. 3.1.2).

Abb. 3.1.2



Die Elektrode wird am Schrittmacher unter Verwendung eines entsprechenden Adapters befestigt. Sodann erfolgt die präpektorale Implantation des Schrittmachers in das bereits zuvor stumpf digital präparierte Schrittmacherbett.

Bei mit Antikoagulantien behandelten Patienten wird generell eine Vakuumsaugdrainage für einige Tage angelegt. Das subkutane Schrittmacherbettgewebe wird mit Chromkatgut oder Dexon genäht. Die Haut wird mit Rückstichnähten verschlossen.

Sollte die Vena cephalica nicht angelegt (nach unseren Beobachtungen in etwa 6 % aller Fälle) oder thrombosiert sein, so wird eine Muskelvene der Pektoralisgruppe verwendet.

Der Eingriff dauerte etwa 30 Minuten mit einer mittleren Durchleuchtungszeit von nur 2,6 Minuten und einer Dislokationsrate von ca. 10,8 % (10), wodurch die Belastung der Patienten gering bleibt.

Alle Patienten überlebten bisher den Eingriff.

3.2 Intraoperative Messungen

Über die bereits in Kapitel 2.2 beschriebene klinisch-praktische Anwendung hinaus stellen die während der Schrittmacherimplantation ermittelten Meßwerte eine wichtige Information für die Hersteller bzw. Konstrukteure von Schrittmachern und -zubehör dar!
Diese Meßwerte sind nur in vivo zu ermitteln, sämtliche in-vitro-Versuche können bestenfalls Tendenzaussagen machen, niemals aber die exakten in-vivo-Ergebnisse ersetzen.
Auch Tierversuche sind aufgrund der unterschiedlichen anatomischen und pathophysiologischen Voraussetzungen ungeeignet.

3.2.1 Kurzer chronologischer Abriss

In den Jahren 1965 bis 1976 wurden in der Marburger Universitätsklinik insgesamt 502 Schrittmachererstimplantationen durchgeführt (48). Während anno 1965 lediglich 4 Implantationen erfolgten, ist seit 1970 ein steiler numerischer Anstieg festzustellen(Tab.3.2.1).

Jahr	Erstim-implantation
65	4
66	10
67	5
68	21
69	23
70	23
71	34
72	33
73	59
74	70
75	101
1976	119

Tab. 3.2.1

Anzahl der Erstimplantationen in Marburg

(Stand 31.12.76)

Den Operateuren der Jahre 1965-1969 mangelte es sowohl an Routine als auch an den nötigen Kenntnissen, da der Informationsfluss in der Herzschrittmachertherapie erst ab Ende der 60-er Jahre begann, dann allerdings gleich explosionsartig!

In diesem Zeitraum wurden Schrittmacher ohne jeglichen intraoperativen Aufwand implantiert, lediglich post operationem erfolgte mittels EKG eine funktionelle Überprüfung.

Zusätzliche Schwierigkeiten ergaben sich aus dem Fehlen der geeigneten Räumlichkeiten, der benötigten In-

strumentarien sowie des ausreichend medizinisch-ausgebildeten Hilfspersonals.
Aus allen vorgenannten Gründen durfte eine - verglichen mit heutigen Zahlen - recht hohe Komplikationsrate nicht überraschen (41).

- 1970 wurde eine Schrittmacherpatientenkartei angelegt, ebenso wurde in diesem Jahre ein erster Reizschwellenanalysator (ein fixfrequentes Gerät mit 2 ms Impulsbreite der Firma Elema) angeschafft.
- 1971 kam ein Oszilloskop hinzu, mit dessen Hilfe es möglich wurde, bei Revisionsoperationen intraoperativ entscheiden zu können, ob der Ausfall des Schrittmachersystems impulsgeberbedingt war oder nicht.
- Ab 1972 führte man die Reizschwellenanalyse mit einem Gerät durch, das über eine variable Impulsbreite und Demandfunktion verfügte (Biotronik EVRP 3).
- 1975 erfolgte die Anschaffung des Reizschwellenanalysators Biotronik ERA 2, mit dem seither eine konsequente Reizschwellenanalyse durchgeführt wird.
- Durch das Hinzukommen weiterer notwendiger Überwachungsgeräte wie EKG-Schreiber,Defibrillator u.a.m. wurde schließlich die Einrichtung eines eigenen Labors notwendig, welche dann Ende 1975 erfolgte.

Diese Laborräume nahmen die Meßgeräte auf sowie die Schrittmacherpatientenkartei, eine umfangreiche Literatursammlung, eine Schrittmachersammlung und vieles mehr.

3.2.2 Jetzige Meßmethoden

3.2.2.1 Erläuterung der elektrophysiologischen Grundbegriffe

Aus den unter 2.2 erläuterten Gründen sind verschiedene Messungen während einer Schrittmacheroperation unbedingt erforderlich. Daher sollen zuerst einmal die zum Verständnis notwendigen Grundbegriffe kurz definiert werden!

3.2.2.1.1 Reizschwellen

Um das Herz elektrisch zu stimulieren, benötigt man einen elektrischen Reiz, der oberhalb der Reizschwelle des Herzens liegen muß, damit die Reaktion nach dem Alles-oder-Nichts-Gesetz stattfinden kann.
Dieser elektrische Reiz ist seinerseits charakterisiert durch seine Stärke (in Volt oder Ampère), seine Dauer (in ms) und seine Form.
Zwischen Reizzeit und Reizstärke besteht hinsichtlich der Reizschwelle eine Funktion, die einer Hyperbel ähnelt, deren einer Schenkel sich der Mindestreizstärke (=Rheobase) und deren anderer Schenkel sich der Mindestreizzeit nähert (Abb.3.2.2.1.1).
Von physiologischer Bedeutung ist die Reizzeit bei doppelter Rheobasen-Stärke, die sogenannte Chronaxie;

anders ausgedrückt ist die Chronaxie genau diejenige Reizzeit, die ein Strom von doppelter Mindestreizstärke benötigt, um eine Erregung im Herzmuskel hervorzurufen.

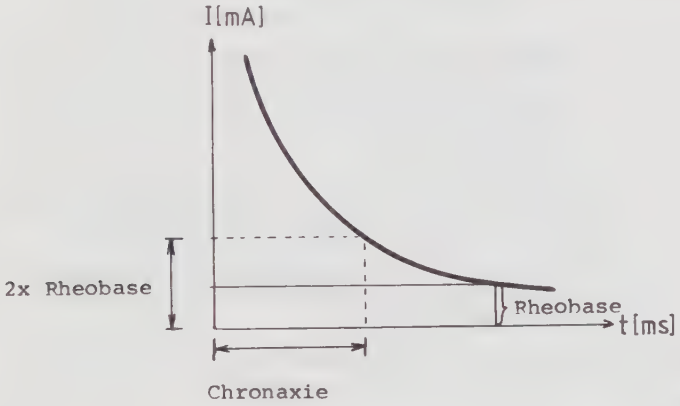


Abb. 3.2.2.1.1

Desweiteren ist die Art der Reizübertragung von besonderer Bedeutung, also der Reizort - die Stelle, an der die Elektrodenspitze im Herzmuskel fixiert wird (vgl. vorne 1.3) - und die Form des Elektrodenkopfes (vgl. dazu 1.3.3.2).
Obwohl diese Parameter zueinander in gewissen Gesetzmäßigkeiten stehen, müssen trotzdem bei jeder Schrittmacheroperation intraoperativ Reizschwellenmessun-

gen durchgeführt werden, da jeder Patient seine individuell-verschiedenen Bedingungen bietet und sich daher stets unterschiedliche Werte ergeben.
Von besonderem Interesse sind die Spannungsreizschwellen und die Stromreizschwellen:

- Als Stromreizschwelle versteht man den Mittelwert des Stromes, der während der Impulszeit gerade noch einen Stimulationseffekt hervorruft.
- Als Spannungsreizschwelle versteht man den Mittelwert der Spannung, die während der Impulszeit gerade noch einen Stimulationseffekt hervorruft.

Beide Reizschwellen sind unabhängig von der Form des Impulses.
Reicht der Reiz eines Schrittmachers nicht aus, eine Stimulation des Herzmuskels hervorzurufen, spricht man von einem sogenannten Exit block.

3.2.2.1.2 Regelkreis Herz - Herzschrittmacher

Ein steuerbarer Herzschrittmacher benötigt zu seiner Steuerung eine Steuergröße; diese empfängt er aus dem kardialen Signal, welches die Elektrode ableitet.
Diese Steuergröße muß die Empfindlichkeit des jeweiligen Schrittmachers überschreiten,weil sonst näm-

lich - mangels eines zurückgemeldeten kardialen Signals - der Regelkreis unterbrochen wird und der Schrittmacher unabhängig von der Eigenfrequenz des Herzens stimuliert (45).
Wir sprechen in diesem Fall von einem sogenannten Entrance block (42).
Daher ist für jeden Schrittmacherpatienten eine intraoperative Analyse dieser kardialen Signale von lebenswichtiger Notwendigkeit: das kardiale Elektrogramm muß abgeleitet und bezüglich seines Spannungs- und Energiegehaltes untersucht werden. Die Spannungen müssen mit parallel vorgeschalteten Widerständen belastet werden, die den Widerständen der gewöhnlich implantierten Schrittmachertypen entsprechen (50). Liegen diese Spannungen unterhalb der Schrittmacherempfindlichkeit, so ist entweder ein anderer Reizort zu wählen oder aber ein anderer Schrittmacher mit höherer Eingangsempfindlichkeit bzw. höherem Eingangsinnenwiderstand (49).

3.2.2.1.3 Elektrischer Widerstand im Stimulationskreis

Der Gesamtwiderstand des Stimulationskreises setzt sich zusammen aus:

1) den Widerständen der Elektroden
2) den Übergangswiderständen der Elektroden sowohl zum

Herzen als auch zum Gewebe und

3) dem Gewebswiderstand.

Diese Widerstände erfahren nachfolgend (3.2.3.2.4) noch eine genauere Darstellung.

Ihre Untersuchung ist aus zwei Gründen von Interesse: zum ersten läßt sich - unabhängig von der Höhe des Gesamtwiderstandes - der zur Stimulation notwendige Energieverbrauch berechnen und zum zweiten kann man feststellen, ob sich während einer Stimulation der Widerstand ändert, woraus Rückschlüsse für die Schrittmacherkonstrukteure in Bezug auf die Impulsdauer möglich sind (eventuell Parameter für die Vernarbung etc.).

3.2.2.2 Sonstige intraoperative Messungen

Zur Vermeidung von Störungen im Schrittmachersystem ist es unerläßlich, alle vorgenannten Größen wie Impulsbreite, Impulsspannung, Periodendauer, Steuerfunktion und Eingangsinnenwiderstand während des Eingriffs messen zu können.

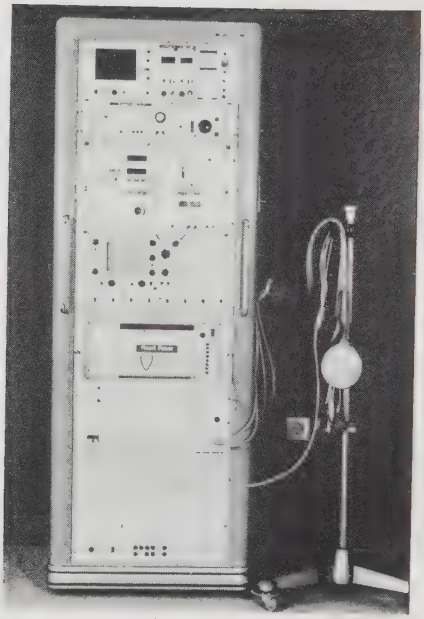
Hinzu kommt noch die Prüfung der Elektrodenlage im Herzen auf ihre Stabilität, welche folgende Messungen umfaßt:

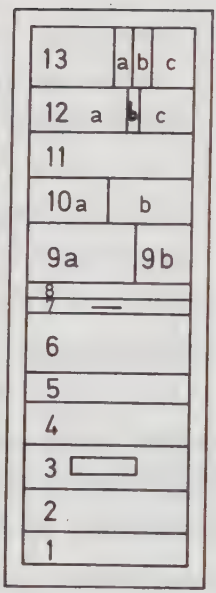
- Ableitung eines intrakardialen Elektrogramms mit Lastwiderstand (möglichst ohne Schwankungen)

- Größe des Stimulationswiderstandes, der konstant und nicht zu hoch sein soll,
- Reizschwellenmessungen, ebenfalls konstant und nicht zu hoch,
- röntgenologische Kontrolle!

3.2.2.3 Beschreibung und Darstellung der Meßgeräte

Um die für unsere Messungen recht aufwendigen und kostspieligen Geräte sowohl im OP als auch im Schrittmacherlabor zur Verfügung zu haben, wurden alle benötigten Meßgeräte in einen fahrbaren "Turm" integriert.
Dazu gehören die im folgenden beschriebenen Meß- und Therapiegeräte (44,47), wie sie in Abb. 3.2.2.3.1 dargestellt sind!
Die handelsüblichen Geräte wurden, um in den Turm eingebaut werden zu können, mit 19-Zoll-Adaptern versehen.
Aus Sicherheitsgründen erfolgt die Stromversorgung über einen Trenntransformator mit Schutzwicklung. Die Verteilung der Stromversorgung und der Eingangssignale besorgt ein Netz- und Signalfeld mit Hauptschalter und Sicherung.
Die nachfolgend eingeklammerten und unterstrichenen Zahlen weisen auf Abbildung 3.2.2.3.1 hin.





1	Netz- und Eingangsfeld Hellige 22401301
2	Blende (Trenntransformator)
3	Schublade
4	DC-Defibrillator Hellige 216071
5	Galvoanpaßverstärker für UV-Schreiber Hellige
6	Helcograph 7-203 Hellige (UV-Schreiber)
7	Schreibplatte
8	1 Volt Connector Panel Hellige 216010
9a	Oszilloskop Advance OS 1000 A
9b	bipolarer Koagulator Siemens 1035
10a	Belastungswiderstände für intrakardiale EKG (s.Schaltschema)
10b	Meßgerät für intrakardiale Widerstände Biomedix R 1
11	Pacermonitor PM 5 Biomedix
12a	Reizschwellenanalysator Biotronik ERA 2
12b	Ableitungswähler für EKG Hellige
12c	High rate test unit Devices Typ 3831
13	Oszilloskop 4 - 17 Hellige 23502702
13ab	2 Herzfrequenzmonitore Hellige 23603402
13c	Alarmschreiber Hellige 21809606

Abb. 3.2.2.3.1

Links oben: Geräteansicht unseres Meßturms

Rechts oben: schematische Darstellung der Einzelgeräte

Links unten: tabellarische Zusammenfassung

Während der Implantation dient zur Überwachung ein EKG-Sichtgerät (13) mit der Möglichkeit, gleichzeitig je eine Standardableitung mit und ohne Schrittmacherimpulsunterdrückung sowie das intrakardiale Elektrogramm zu beobachten. Als Vorverstärker fungieren zwei Herzfrequenzmonitore (13a und b) und der "Pacermonitor" (11). Die Standardableitungen und auch das intrakardiale Elektrogramm können mit einem Einfachschreiber (13c) aufgezeichnet werden. Zur Reizschwellenanalyse ist ein Gerät (12a) eingebaut, mit welchem Reizspannungs- bzw. Stromschwellen zwischen 0,01 und 9,99 Volt bzw. mA bei Impulslängen von 0,1 - 1,0 ms abgelesen werden können. Darüber hinaus kann das Gerät als festfrequenter, Stand by- oder Demand-Schrittmacher verwendet werden. Zudem besteht die Möglichkeit, die Amplitude des intrakardialen Elektrogramms annähernd zu bestimmen.

Zur Inhibierung bzw. Umschaltung von gesteuerten Schrittmachern eignet sich der "high-rate-tester" (12c) gut.

Mit dem "Pacermonitor" (11) lassen sich Impulsdauer und Periodendauer sowohl explantierter als auch bereits implantierter Herzschrittmacher bestimmen. Daneben dient das Gerät zur intraoperativen Überprüfung der Schrittmacherimpulsspannung und der Steuerung des Schrittmachers durch Impulse zur Inhibierung bzw. Synchronisierung.

Zur Ableitung des intrakardialen Elektrogramms mit Widerstandsbelastung wurde eine Meßanordnung (10a)

gebaut (siehe Schaltschema in Abb. 3.2.2.3.2). Sie ermöglicht die Parallelschaltung definierter Widerstände und der ausgebauten Schaltung eines bestimmten Schrittmachers in den Meßkreis des intrakardialen Elektrogramms und läßt damit Aussagen über den Spannungsabfall des so belasteten EKG zu. (Wir benutzen die Schaltung eines 3821 RC-Schrittmachers von Devices.) Wenn der Spannungsabfall bei der Belastung, die dem Innenwiderstand des zu implantierenden synchronisierbaren Schrittmachers entspricht, so groß ist, daß die Empfindlichkeitsschwelle des Gerätes unterschritten wird, muß die Elektrode neu plaziert bzw. ein anderer Schrittmachertyp verwandt werden, weil sonst daraus ein Steuerungsausfall resultieren würde.

Für Forschungszwecke wurde ein Gerät entworfen (10b), welches während der Stimulation die Spannung und den Strom des Impulses integriert, dividiert und schließlich digital anzeigt. So ist es möglich, die Impedanzen im Stimulationskreis (Elektrode-Herzübergangswiderstand-Gewebewiderstand) zu messen.

Zur Impulsanalyse und zur Beobachtung des Impulsverhaltens während der externen Stimulation einschließlich des Stromverhaltens am Probewiderstand dient ein Zweikanaloszilloskop Advance OS 1000 A mit Photomöglichkeit (9a) und einem Eingangswiderstand von 1 Megaohm sowie einem kapazitiven Widerstand von 28 pF.

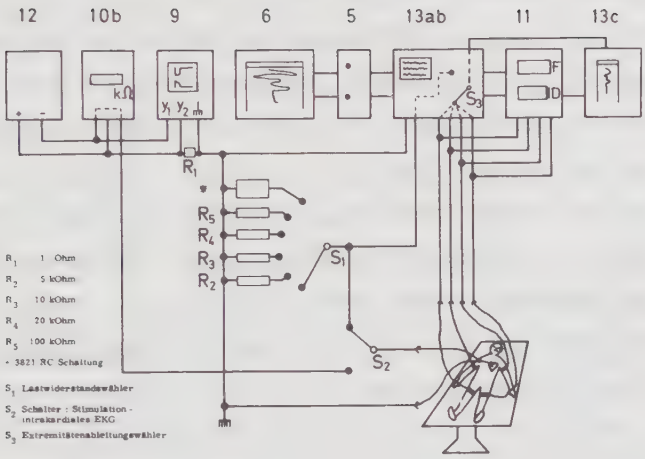


Abb. 3.2.2.3.2

Schaltschema zur Ableitung des intrakardialen Elektrogramms mit Widerstandsbelastung

Zur möglichst trägheitsfreien Aufzeichnung des intrakardialen Elektrogramms benutzen wir einen UV-Schreiber (6). Dazu gehören der entsprechende Vorverstärker (5) und ein Eingangsfeld (8).
Ein Gleichstromdefibrillator (4) mit Möglichkeit der externen Elektrostimulation des Herzens ist zur Behandlung von Zwischenfällen notwendig. Eine Schublade (3) und eine Schreibplatte (7) sind in den Turm eingebaut und haben sich als sehr nützlich erwiesen.

Für seltener gebrauchtes Zubehör oder Verbrauchsmaterial (z.B. Filme, EKG-Papier) ist im Innenraum des Meßschrankes, der durch eine rückwärtige Tür gut zugänglich ist, ausreichend Raum geblieben. Die Defibrillationskabel sind erreichbar an der Seite des Schrankes aufgerollt.

Ohne auf Meßmöglichkeiten im Schrittmacherlabor einzugehen, sei kurz erwähnt, wie das Gerät während einer Schrittmacheroperation benutzt wird.

Nach Anschluß des Gerätes ans Netz wird eine Potentialausgleichsleitung zum OP-Tisch (Schwebetisch BTS 2, Firma Müller) gelegt, den wir dafür mit einer geeigneten Buchse versahen; die EKG-Elektroden werden nach Einthoven möglichst nahe am Stamm angebracht.

Es besteht die Möglichkeit der Sichtkontrolle der Standardableitungen und die Möglichkeit, sie aufzuzeichnen. Der "Pacermonitor" ist mit den Extremitätenableitungen gekoppelt, so daß die Impulsdauer und die Periodendauer bei den implantierten Schrittmachern abgelesen werden können.

Nach Freilegen der Elektrode (beim Schrittmacherwechsel) oder nach Implantation der Elektrode werden zunächst die Spannungs- und Stromschwellen bei 0,1 , 0,3 , 0,5 , 0,8 sowie 1,0 ms bestimmt.

Anschließend erfolgt die Feststellung der "R-Amplitude" des intrakardialen Elektrogramms mit dem Reizschwellenanalysator. Die intrakardialen Impedanzen werden par-

allel zur Reizschwelle bei 0,1 , 0,3 , 0,5 , 0,8 und 1,0 ms bei 1,2 und 5 Volt bestimmt; während dieser Abmessungen kann das Verhalten der Spannung und des Stromes am Oszilloskop verfolgt und photographiert werden (Standardphoto bei 5 Volt und 0,5 ms).
Danach erfolgt die Ableitung eines spontanen intrakardialen Elektrogramms zwischen Wundrand und liegender Elektrode sowohl im Leerlauf als auch mit verschiedenen Lastwiderständen (5, 10, 20, 100 Kiloohm und Schaltung eines Devices 3821 RC-Schrittmachers). Derartige Meßreihen lassen sich selbstverständlich nur bei ausreichender Eigenfrequenz des Patienten durchführen. Als ausreichend gilt das entsprechend belastete EKG, wenn die Spannungen bei Erstimplantation dreimal und bei Wechsel zweimal so hoch wie die Empfindlichkeit des Schrittmachers sind. Da unipolare Koagulationsgeräte (Thermokauter) bei Schrittmacherpatienten nicht gefahrlos eingesetzt werden können, wurde noch ein bipolarer Mikrokauter (auf dem Photo noch nicht abgebildet, kommt in das Feld 9b) in das Gerät eingebaut, der sich insbesondere bei antikoagulierten Patienten bewährt hat.
Die beschriebene Einheit enthält alle derzeit für Schrittmacherimplantationen notwendigen Geräte auf kleinstem Raum. Sie ist leicht in Labor und Operationssaal einsetzbar und hat sich bei uns bestens bewährt.

Der Vollständigkeit halber bleibt noch hinzuzufügen, daß bei Erstimplantationen sowie bei Überprüfung der Lagestabilität der Elektroden selbstverständlich unter Röntgenkontrolle gearbeitet wird.
Bei dem dabei verwendeten Durchleuchtungsgerät handelt es sich um eine Bildverstärkerfernseheinheit mit automatischer Helligkeitsstabilisierung vom Typ BT-S 2 der Firma C.H.F. Müller,GmbH,Hamburg.
Die damit in Marburg erreichten Durchleuchtungszeiten erwiesen sich als äußerst günstig (10).

3.2.3 Spezielle Methodik der Widerstandsmessungen bei der Elektrostimulation

Bei den intraoperativen Widerstandsmessungen wollten wir unter dem Aspekt, die Schrittmacherlaufzeiten zu verlängern, folgende Fragen beantworten (52):

a) läßt sich bei Verwendung geringerer Elektrodenoberflächen ein erhöhter Widerstand erzielen,

b) ändern sich die Widerstände bei längeren Laufzeiten,

c) verhalten sich die Widerstände während eines Stimulationsimpulses konstant,

d) ist das Impedanz-Meßgerät R 1 Biomedix für diese Messungen geeignet?

3.2.3.1 Erste Bemühungen

Erste Versuche gehen bis in das Jahr 1971 zurück, als man den Gleichstromwiderstand zwischen der implantierten Elektrodenspitze und dem Herzgewebe messen wollte.
Man erhoffte sich Rückschlüsse über den Energieverbrauch während der Stimulation, die Elektrodenstabilität und eventuelle Verschwielungen bei länger implantierten Elektroden.
Dabei bediente man sich des Widerstandsmeßgerätes Elohmi 5 (Metrawatt): Meßbereich Kiloohm, Innenwiderstand 20 Kiloohm, Spannungsquelle 1,5 Volt, negativer Anschluss an Elektrode, positiver Anschluss am Schrittmacherbett.
Die Meßreihen wurden nach 2 Jahren abgebrochen, da keines der gesteckten Ziele erreicht werden konnte: die Widerstandswerte stiegen während der Untersuchungen an, die Schwankungen betrugen bis zu 50 Kiloohm.

Die damaligen Messungen konnten auch keine besseren Ergebnisse erbringen, da nicht berücksichtigt worden war, daß es beim Stromfluß zur Gasbildung, Oxidation sowie Reduktion von Metaboliten und zu korrosiven Vorgängen kommen mußte.
Diese Erscheinungen will man durch eine biphasische Stimulation ausschalten.

3.2.3.2 Widerstandsmessungen mit dem Meßgerät Biomedix R 1 ab September 1976

3.2.3.2.1 Kurzdarstellung des Impedanz-Meßgerätes Biomedix R 1

Auf Anregung des Marburger Schrittmacherzentrums hin baute Dr.Ing. Osypka von der Firma Biomedix ein Widerstandsmeßgerät, welches den Quotienten bildet aus den Integralen der Spannungsänderung und der Stromstärkenänderung, somit also die Impedanz (Z) anzeigt:

$$Z = \frac{\int U(t)\,dt}{\int I(t)\,dt}$$

Dabei stellt die Impedanz sich dar als ein Summenwiderstand, der sich zusammensetzt aus folgenden drei Einzelwiderständen (22):

a) Zuleitungswiderstand der Elektrode,

b) intrakardialer Übergangswiderstand an der Grenzschicht von Elektrodenkopf und Herzgewebe,

c) Gewebewiderstand im Herzgewebe.

Unser Meßgerät zeigt diesen Impedanzwert digital an, und zwar im Bereich von 0 - 9,99 Kiloohm.

3.2.3.2.2 Vorstellung unserer Kollektive

Die meinen Messungen und Auswertungen zugrunde liegenden Zahlen erstrecken sich auf den Zeitraum von Sept. 1976 bis Juni 1977 (s.dazu Tab. 4.0.1).
In dieser Zeit wurden - unter Aussparung der externen Schrittmacher - bei sämtlichen Schrittmacheroperationen Meßwerte ermittelt.
Bei den Erstimplantationen wurde wie folgt verfahren: lag die Geburt eines Patienten in einem ungeraden Monat (z.B. Jan.,März,...) so erhielt er eine Elektrode des Typs Biotronik IE-85-K-10-O, lag sie in einem geraden Monat (Febr., April,...), implantierten wir die Elektrode Biotronik IE-85-K-O.
Durch dieses Verfahren erhofften - und erreichten - wir eine recht gleichmäßige Verteilung (vgl. Tab. 4.O.1).

Konnte eine der vorgenannten Elektroden aus irgendeinem Grunde (z.B. Ventrikeldilatation, Elektrodendislokation) nicht fixiert werden, fand die Elektrode Vitatron MIP 2007 Verwendung.
Diese Elektrodentypen wurden bereits alle ausführlich unter 1.3.3.2 beschrieben.
Bei Schrittmacherwechseln wurden zwei Kollektive gebildet, je eine Meßwertegruppe für die Elektrode IE-85-K-10-O und die Elektrode IE-85-K-O. Sie werden im folgenden aufgeführt als IE-85-K-10-O chronisch bzw.

IE-85-K-O chronisch.

Bei unseren Messungen arbeiteten wir mit folgenden fünf Kollektiven:

- IE-85-K-O akut
- IE-85-K-O chronisch
- IE-85-K-10-O akut
- IE-85-K-10-O chronisch
- MIP 2007 akut.

3.2.3.2.3 Meßmethodik von September 1976 bis Dezember 1976

In der Zeit von September 1976 bis Ende Dezember 1976 ermittelten wir bei 69 Operationen Meßwerte. Neben den Reizschwellenmessungen wurden die Summenwiderstände bei 1,2 und 5 Volt sowie bei 1,2 und 5 Ampère ermittelt, und zwar jeweils bei einer Impulsbreite von 0,1 , 0,3 , 0,5 , 0,8 und 1,0 ms. Daher ergaben sich bei jeder Operation allein schon 30 Impedanzwerte.
Dabei fiel uns nun folgendes auf: obwohl die Impedanzanzeige bis zu 9,99 Kiloohm reichte, konnten nur 13 vollständige - d.h. sämtliche 30 Impedanzwerte umfassende - Meßreihen durchgeführt werden. In allen anderen 56 Meßreihen wurde schon bei mehr oder minder hohen Impulsgrößen die 10-Kiloohm-Impedanz überschritten.

Diese 13 vollständigen Meßreihen verteilten sich auf die Kollektive wie folgt:

	Häufigkeit insgesamt	vollständige Meßreihe
IE-85-K-O akut	20	11
IE-85-K-O chronisch	16	1
IE-85-K-10-O akut	17	1
IE-85-K-10-O chronisch	2	0
MIP 2007 akut	3	0
andere	11	0
Summe	69	13

Obwohl bei der Elektrode IE-85-K-O (akut) eine deutliche Häufung vorlag, ließ sich daraus kein anderer Rückschluß ableiten als der, daß unser Meßgerät R 1 am Patienten unzuverlässig war, obschon es im Labor einwandfrei funktionierte.
Verantwortlich für diese Fehler waren Polarisations- und Halbzellenspannungen der Elektroden, die nun kurz skizziert werden sollen.

3.2.3.2.4 Die Impedanz im Regelkreis Schrittmacher - Herz

Elektrochemisch betrachtet stellt eine metallische

Elektrode in einem Elektrolyten ein sehr kompliziertes System dar. Insbesondere an der Phasengrenze zwischen Metall und flüssiger Substanz tauchen vielfältige Phänomene auf. Bei Stromfluß kann es zu Gasbildung, Reduktion und Oxidation von Metaboliten sowie zu Korrosionserscheinungen mit eventuell toxischen Effekten kommen (5,40). Dabei stellt man sich - auf Helmholtz zurückgehend - an der Oberfläche der flüssigen Substanz eine Ionenschicht vor, die entgegengesetzter Ladung ist wie die Ladungsträger an der Oberfläche des festen Metallelektrodenkopfes. Diese unmittelbar an der Flüssigkeitsoberfläche anzunehmende starre Schicht (2,29) führt somit zu einer Doppelschichtkapazität, der sogenannten Helmholtz-Kapazität (C_H). Diese Flüssigkeitsschicht nimmt man in einem Abstand der Größenordnung nm ($=10^{-9}$m) von der Elektrodenoberfläche an (40). Die sich aus dieser Kombination ergebende kapazitive Komponente in der Gesamtimpedanz kann bis zu 50 $\mu F/cm^2$ betragen.
Daneben existiert ein Parallelwiderstand zur Helmholtz-Kapazität, den wir "Warburg"-Widerstand (R_W) nennen (57).
Ausserdem enthält das die Elektrode umgebende Gewebe feste Zellbestandteile, demzufolge liegt hier eine Elektronenleitfähigkeit vor mit einem entsprechenden Ohm'schen Widerstand (R_G) (6). Desweiteren stellt jede Elektrode in einem Elektrolyten ein Spannungselement dar, wodurch aufgrund der elektrochemischen

Spannungsreihe eine sogenannte Halbzellen-Spannung entsteht. Diese in der Größenordnung von einigen mV meßbare Gleichspannung kann aber bei unseren Überlegungen bezüglich der Elektrodenimpedanzen ausgeklammert werden.
Als letztes muß schließlich der Widerstand der Elektrodenzuleitung (R_{Zu}) genannt werden.
Bei unipolarer Stimulation kann der Zuleitungswiderstand der indifferenten Elektrode vernachlässigt werden, da sie sich großflächig entweder direkt am Schrittmacher befindet oder sogar als gesamte Metallkapsel des Schrittmachers auftritt. Ebenso werden der Warburg-Widerstand der indifferenten Elektrode sowie der Gewebswiderstand unbedeutend klein im Verhältnis zu den Werten der differenten Elektrode.
Nach diesen Überlegungen ergibt sich ein Ersatzschaltbild der Elektroden-Herz-Impedanz bei unipolarer Elektrode gemäß Abb. 3.2.3.2.4 (22).

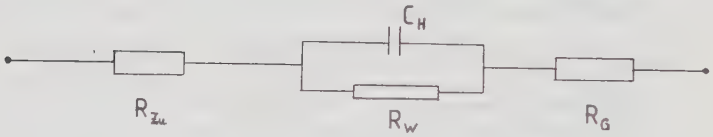
3.2.3.2.5 Impedanzmessungen mit dem verbesserten Meßgerät R 1 ab Januar 1977

Nach dem Umbau des Gerätes erhielten wir für alle Kollektive fast immer vollständige Meßreihen.
Allerdings war es notwendig geworden, die Impedanzmessungen bei 1,2 und 5 Volt auf die Impulsbreiten 0,5 ,

0,8 und 1,0 ms zu beschränken, da bei 0,1 sowie 0,3 ms keine messbaren Summenwiderstände auftraten.

Das Photo mit dem Zweikanalelektrodenstrahloszilloskop Advance 1000 A bei 0,5 ms und 5 V zur Fixierung des Spannungs- und Stromverlaufs wurde beibehalten; ebenso erfolgte die Reizschwellenmessung wie früher (vgl. 3.2.4)!

Damit ergab sich für jede Schrittmacheroperation ein Elektrodenprotokoll gemäß Abb. 3.2.3.2.5.



R_{Zu} : Zuleitungswiderstand der differenten Elektrode

C_H : Helmholtz-Kapazität an der Phasengrenze Elektrodenkopf - Herzgewebe

R_W : Warburg-Widerstand, parallel zur Helmholtz-Kapazität

R_G : Gewebswiderstand ausserhalb der Phasengrenze, jedoch in unmittelbarer Umgebung des Elektrodenkopfes

Abb. 3.2.3.2.4

Ersatzbild der Elektroden-Herz-Impedanz bei unipolarer intrakardialer Elektrode mit großer indifferenter Elektrode

Datum 12.4.77

Elektrodenprotokoll / Vorimplantation

Pat. F. R. J. Nr. 96/77

Diagnose: [illegible] 17- Block

Typ: MD 2007 Nr. / Lage typisch/~~atypisch~~

Elektrode gekürzt um 17 cm

Adaptertyp _____ Oberfläche 1.8 mm^2

Laufzeit seit: 0 Tage

Weitere Elektroden nein/~~ja~~ seit Typ: /

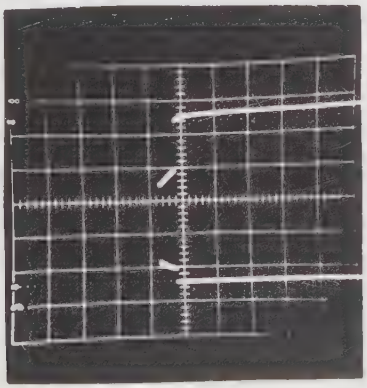
Lage typisch/atypisch

Alte Meßdaten : Reizschwelle bei / msec. Widerstand /

Impulsbreite	Reizschwelle Volt	mA	Widerstand 1V	2V	5V	1mA	2mA	5mA
0,1	0,60	1,79						
0,3	0,35	0,71						
0,5	0,32	0,42	420	480	480			
0,8	0,20	0,22	520	550	510			
1,0	0,18	0,21	580	570	520			

Stimulationsfrequenz bei Messung 100 Impulse/Min.

Besonderheiten



Intrakardiales EKG siehe Extrablatt

Abb. 3.2.3.2.5

Folgende Aufzeichnungen wurden bei jeder Operation gemacht:

- Datum
- Art der Operation (Schrittmacherwechsel oder Neuimplantation)
- Name des Patienten
- Journal-Nummer im OP-Buch (z.B. 96/77, d.h. 96. Operation im Jahre 1977)
- Diagnose (z.B. intermittierender SA-Block
- Typ der Elektrode (z.B. MIP 2007)
- Lage der Elektrode im Körper (typisch, d.h. rechte Vena cephalica)
- Kürzung der Elektrode (z.B. 17 cm)
- Oberfläche (18 mm^2 bei MIP 2007)
- Reizschwellenmessungen für Strom und Spannung, jeweils bei 0,1 , 0,3 , 0,5 , 0,8 und 1,0 ms Impulsbreite
- Impedanzmessungen wie beschrieben; auf die Widerstände bei 1, 2 und 5 mA wurde verzichtet, weil die Werte mit den Spannungswerten übereinstimmten
- Die Stimulationsfrequenz betrug stets 100 Impulse pro Minute während der Operation
- Bei 0,5 ms und 5 V wurde ein Polaroid-Standardphoto gemacht.

3.2.3.2.6 Eichung des Meßgerätes Biomedix R 1

Mit geeichten Widerständen wurde das Meßgerät R 1 auf seine Meßgenauigkeit im Labor überprüft. Die Eichungen wurden bei 1, 2 und 5 Volt durchgeführt bei den Impulslängen 0,1, 0,3, 0,5, 0,8 und 1,0 ms.
Diese Werte wurden in Eichkurven überführt, anhand derer dann alle am Patienten gemessenen Werte verifiziert wurden.

3.2.4 Messung der Spannungs- und Stromreizschwellen mit dem Meßgerät Biotronik ERA 2

Abb. 3.2.4

Externes Meßgerät Biotronik ERA 2

Die Spannungs- sowie Stromreizschwellen wurden während der Operation gemessen mit dem Meßgerät Biotronik ERA 2, welches unter Abschnitt 3.2.2.3 bereits in der Geräteskizze unseres Meßturmes (Abb. 3.2.2.3.1 als Nr. 12a) erwähnt wurde (44).

Zur Messung der Spannungsreizschwellen wurde die Gerätefrequenz etwas höher als die natürliche Herzfrequenz eingestellt, in der Regel auf 100 Impulse pro

Minute. Bei eingestellter Impulsbreite von 0,1 ms wurde die Spannungsamplitude langsam bis zu dem Wert heruntergedreht, bei dem gerade noch eine wirksame Herzreaktion ausgelöst wurde. Dieser Spannungsamplitudenwert war dann die Spannungsreizschwelle dieses Patienten bei 0,1 ms.

Die Reizüberleitung wurde kontrolliert über ein EKG-Sichtgerät, das wir während des Eingriffes fortlaufend beobachteten (Gerät Nr.13 in Abb. 3.2.2.3.1).

Dann wurde sofort die Impulslänge auf 0,3 ms erhöht und bei diesem Impuls die Spannungsreizschwelle ermittelt.

Diese Messungen wiederholten sich bei 0,5 , 0,8 und 1,0 ms Impulslänge.

Danach wurde das Meßgerät von Spannungsmessung (V) auf Strommessung (mA) mittels eines Kippschalters umgestellt und es erfolgten genau nach obigem Vorbild fünf Stromreizschwellenmessungen.

Die bei 0,5 ms Impulslänge gemessenen Spannungs- und Stromreizschwellen eines jeden Patienten wurden sowohl in unser OP-Buch als auch in den Schrittmacherausweis des Patienten eingetragen.

3.2.5. Widerstandsbestimmung anhand photometrischer Auswertung

Nach Durchführung der Spannungs- und Stromreizschwellenmessungen sowie der Impedanzmessungen wurde bei 0,5 ms Impulsdauer und einer angelegten Spannung von 5 Volt ein Photo mit einer Polaroidkamera gemacht.

Wir photographierten das Verhalten von Spannung und Strom während dieses Impulses an dem im Meßturm installierten Zweikanalelektrodenstrahloszilloskop Advance 1000 A (vgl. Abb. 3.2.2.3.1 Gerät 9a). Dabei ergibt sich ein Photo, das sich etwa schematisieren läßt gemäß folgender Abbildung:

Abb. 3.2.5.1

Schematisierte Darstellung der Stimulationsstromkurve und der Stimulationsspannungskurve während eines Impulses von 0,5 ms Dauer und einer angelegten Spannung von 5 Volt.

Um ein solches Photo richtig auswerten zu können,

müssen nachstehende Voraussetzungen erfüllt sein:

1) zum Erzielen möglichst exakter Meßergebnisse wird stets die Oberkante der relativ breiten Stimulationsstromkurve bzw. Stimulationsspannungskurve genommen

2) die Abstände werden gemessen in mm, z.B.:

U_A = 21,0 mm

U_E = 16,0 mm

I_A = 6,0 mm

I_E = 4,0 mm

3) Diese Abstände auf dem Oszilloskop sind wie folgt umzurechnen:

für U_A und U_E gilt: 1 mm entspricht 200 mV

für I_A und I_E gilt: 1 mm entspricht 2 mA

Demnach ergibt sich für:

U_A = 4200 mV

U_E = 3200 mV

I_A = 12 mA

I_E = 8 mA

Weiterhin gilt das Ohm'sche Gesetz: $U = R \cdot I$, also:

$$R_A = \frac{U_A}{I_A} \quad \text{und} \quad R_E = \frac{U_E}{I_E}$$

eingesetzt:

$$R_A = \frac{4200}{12} = 350\ \Omega \quad \text{und} \quad R_E = \frac{3200}{8}$$

$$R_E = 400\ \Omega$$

In dieser Art der Auswertung ist ein Fehler von etwa ± 10% enthalten, wie folgendes Beispiel zeigen soll:

Es ist nicht immer möglich, die Abstände auf dem Photo exakt auszumessen. Trotz sorgfältiger Arbeitsweise sind durch unterschiedliche Strichdicken, Verzerrungen und ähnliches Ungenauigkeiten von ± 0,5 mm möglich, welche sich insbesondere auf die kleineren Meßwerte relativ stark auswirken. Wäre z.B. im vorliegenden Fall I_A anstatt 6 mm nur 5,5 mm, so ergäbe sich:

$$R_{A_1} = \frac{21}{5,5} = \frac{4200}{11} = 382\ \Omega$$

Hätte man anstelle von 6 mm aber 6,5 mm abgelesen, erhielte man:

$$R_{A_2} = \frac{21}{6,5} = \frac{4200}{13} = 323\ \Omega$$

Daher ist stets mit einem Fehler in der Größenordnung von ± 10% zu rechnen.

4. Ergebnisse

Unsere Messungen, über die nachfolgend berichtet wird, erstrecken sich über den Zeitraum vom 21. September 1976 bis 7. Juni 1977.
Während dieser Zeit wurden in Marburg insgesamt 206 Schrittmacheroperationen durchgeführt. In dieser Zahl sind sämtliche Eingriffe enthalten, also externe Schrittmacherimplantationen, Schrittmacherwechsel und Erstimplantationen.

IE-85-K-O	akut	51
IE-85-K-O	chronisch	49
IE-85-K-10-O	akut	47
IE-85-K-10-O	chronisch	9
MIP 2007	akut	14
MIP 2007	chronisch	6
EMT 588 B	chronisch	6
andere Elektroden	-	12
externe Schrittmacher	-	9
keine Messungen	-	3
		206 Operationen

Tab. 4.0.1,

Eingriffe in Marburg vom 21.9.76 - 7.6.77;
Aufstellung nach Elektrodentypen

Von besonderem Interesse waren für uns die in Tab. 4.0.1 aufgeführten ersten 6 Elektrodenkollektive, die bereits unter Punkt 1.3.3.2 ausführlich beschrieben wurden. Die - jeweils akut und chronisch vorkommenden - 3 verschiedenen Elektrodentypen sollen in Tab. 4.0.2 noch einmal übersichtsartig nebeneinander gestellt werden.

Elektrode	Oberfläche (mm^2)	Material
Biotronik IE-85-K-O	27	Elgiloy
Biotronik IE-85-K-10-O	10	Elgiloy
Vitatron MIP 2007	18	Platin/ Iridium

Tab. 4.0.2

Übersicht der 3 verschiedenen Elektrodentypen

Weil unser Widerstandsmeßgerät R 1 aber erst nach einer längeren Versuchs- und Auswertungsreihe als fehlerhaft identifiziert und daraufhin korrigiert werden konnte, stellen sich die für uns relevanten Kollektive nun wie folgt dar:

IE-85-K-O	akut	20
IE-85-K-O	chronisch	20
IE-85-K-10-O	akut	16
IE-85-K-10-O	chronisch	2
MIP 2007	akut	8
MIP 2007	chronisch	3
		69 Operationen

Tab. 4.0.3

Elektrodenkollektive, die mit allen Meßwerten vorliegen

Von diesen entfallen noch zwei weitere Elektrodentypen, nämlich IE-85-K-10-O (chronisch) und MIP 2007 (chronisch), weil sie mit nur 2 bzw. 3 Meßreihen keinen Aussagewert für eine Statistik besitzen.
Diese im Vergleich mit Tab. 4.0.1 relativ kleinen Kollektive gelten aber lediglich für die mit dem Gerät R 1 gemessenen Impedanzwerte.
Die Auswertung des Elektrodenstrahloszilloskop sowie der Reizschwellenmessungen kann dagegen nach den größeren Kollektiven der Tab. 4.0.1 erfolgen.

4.1 Widerstandsmessungen

4.1.1 Widerstandsmessungen mit dem Zweikanalelektroden-strahloszilloskop

Nach den unter 3.2.5 beschriebenen Umrechnungen erhielten wir für unsere 4 auswertbaren Kollektive folgende Ergebnisse, jeweils gemessen bei 5 Volt und 0,5 ms:

Elektrode: Biotronik IE-85-K-O Reizschwelle: akut Kollektivgröße: n = 46			
Impedanz bei Impulsbeginn	R_A	=	363,0
Standardabweichung	S_A	=	$\pm$43,7
Impedanz bei Impulsende	R_E	=	445,0
Standardabweichung	S_E	=	$\pm$68,5

Tab. 4.1.1.a

Elektrode: Biotronik IE-85-K-O			
Reizschwelle: chronisch			
Kollektivgröße: n = 44			
Impedanz bei Impulsbeginn	R_A	=	322,35
Standardabweichung	S_A	=	$\pm$57,8
Impedanz bei Impulsende	R_E	=	465,8
Standardabweichung	S_E	=	$\pm$82,8

Tab. 4.1.1.b

Elektrode: Biotronik IE-85-K-10-O			
Reizschwelle: akut			
Kollektivgröße: n = 44			
Impedanz bei Impulsbeginn	R_A	=	443,7
Standardabweichung	S_A	=	$\pm$66,7
Impedanz bei Impulsende	R_E	=	559,8
Standardabweichung	S_E	=	$\pm$78,O

Tab.4.1.1.c

Elektrode: Vitatron MIP 2007			
Reizschwelle: akut			
Kollektivgröße: n = 13			
Impedanz bei Impulsbeginn	R_A	=	378,9
Standardabweichung	S_A	=	$\pm$71,4
Impedanz bei Impulsende	R_E	=	466,8
Standardabweichung	S_E	=	$\pm$93,6

Tab. 4.1.1.d

Bei sämtlichen 147 Messungen mit dem Oszilloskop stellte sich heraus, daß die Impedanzen bei Impulsbeginn deutlich niedriger lagen als beim Ende desselben, also: $R_A < R_E$

Aus Tab. 4.1.1.e gehen alle Impedanzwerte, die mit dem Oszilloskop bei 0,5 ms und 5 Volt gemessen wurden, mit abgerundeten Werten übersichtsartig hervor:

Elektrode	IE-85-K-0		IE-85-K-10-0		MIP 2007		EMT 588 B
Oberfl. (mm^2)	27	27	10	10	18	18	38
Reizschw.	akut	chr.	akut	chr.	akut	chr.	chr.
n	46	44	44	5	13	5	6
Markierung	○	●	△	▲	□	■	◇
R_A	363	322	444	400	379	295	235
R_E	445	466	560	567	467	371	313

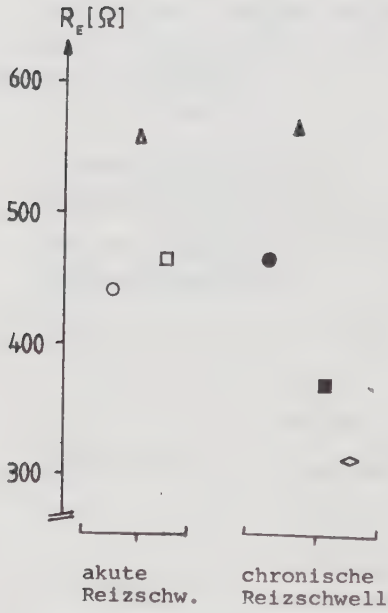
R_A: Widerstand zu Anfang des Impulses

R_E: Widerstand am Ende des Impulses

Tab. 4.1.1.e

Übersicht über alle mit dem Oszilloskop ermittelten Impedanzen

Wie die nachfolgende Abb. 4.1.1.a veranschaulicht, liegen die Impedanzen bei der Elektrode mit der kleinsten (10 mm^2) Oberfläche - IE-85-K-10-0 - deutlich am höchsten, und zwar sowohl bei den akuten(△) als auch bei den chronischen(▲) Reizschwellen.



○	IE-85-K-0, akut,	27 mm^2 / n = 46
●	IE-85-K-0, chronisch,	27 / 44
△	IE-85-K-10-0, akut,	10 / 44
▲	IE-85-K-10-0, chronisch,	10 / 5
□	MIP 2007, akut,	18 / 13
■	MIP 2007, chronisch,	18 / 5
◇	EMT 588 B, chronisch,	38 / 6

Abb. 4.1.1.a

Graphische Übersicht aller Impedanzwerte R_E (nach Tab. 4.1.1.e), geordnet nach akuten und chronischen Reizschwellen

Bei den großflächigen Elektroden erhalten wir ein ähnlich eindeutiges Ergebnis: die Elema-Elektrode EMT 588 B hat mit der weitaus größten Oberfläche von 38 mm^2 die niedrigste Impedanz bei den chronischen Reizschwellen.

Die zweitniedrigste Impedanz paßt dagegen nicht so recht ins Modell: sie hätte sich bei der relativ großflächigen akut implantierten IE-85-K-O (27 mm^2) ergeben müssen, stellte sich aber bei der MIP 2007 (chronisch) mit ihrem 18 mm^2 großen Elektrodenkopf ein.

Ein erwartetes Bild ergaben die akuten Reizschwellen, bei denen die Impedanzen mit wachsender Oberfläche immer kleiner wurden.

4.1.2 Widerstandsmessungen mit dem Impedanz-Meßgerät Biomedix R 1

Wie unter 3.2.3 ausführlich beschrieben, wurden mit dem Impedanz-Meßgerät R 1 - nachfolgend nur noch als R 1 bezeichnet - auswertbare Messungen erst ab Januar 1977 durchgeführt.

Wir ermittelten die Summenwiderstände bei 1, 2 und 5 Volt mit jeweils 3 Impulsbreiten, nämlich 0,5 , 0,8 und 1,0 Millisekunden. Mit dem R 1 erhielten wir demnach 9 Meßwerte pro Operation.

Die Impedanzen wurden stets gemessen zwischen Elektro-

denende und Schrittmacherbett (Wundrand).
In den nachfolgenden Tabellen erscheinen sie als Mittelwerte mit ihren jeweiligen Standardabweichungen; alle Werte sind in Ohm angegeben.

Folgende Abkürzungen gelten für die Tabellen 4.1.2.a-e:

MW: Mittelwert
S : Standardabweichung
n : Kollektivgröße

Elektrode: Biotronik IE-85-K-O
Oberfläche: 27 mm^2
Reizschwelle: akut

	1 V			2 V			5 V		
	0,5	0,8	1,0	0,5	0,8	1,0	0,5	0,8	1,0
n	16	17	19	20	20	20	20	20	20
MW	538	685	748	547	619	659	519	564	584
S	82	119	152	87	102	106	78	89	96

Tab. 4.1.2.a

Elektrode: Biotronik IE-85-K-O
Oberfläche: 27 mm^2
Reizschwelle: chronisch

	1 V			2 V			5 V		
	0,5	0,8	1,0	0,5	0,8	1,0	0,5	0,8	1,0
n	18	18	18	18	20	20	20	20	20
MW	553	724	831	545	651	703	500	561	597
S	110	195	243	121	159	161	81	110	130

Tab. 4.1.2.b

Elektrode: Biotronik IE-85-K-10-O
Oberfläche: 10 mm^2
Reizschwelle: akut

	1 V			2 V			5 V		
	0,5	0,8	1,0	0,5	0,8	1,0	0,5	0,8	1,0
n	16	16	16	16	16	16	16	16	16
MW	744	982	1133	723	833	904	658	708	738
S	75	128	141	88	102	104	78	81	85

Tab. 4.1.2.c

Elektrode: Vitatron MIP 2007
Oberfläche: 18 mm^2
Reizschwelle: akut

	1 V			2 V			5 V		
	0,5	0,8	1,0	0,5	0,8	1,0	0,5	0,8	1,0
n	8	8	8	8	8	8	8	8	8
MW	476	588	665	526	606	635	516	550	573
S	69	93	115	91	105	101	85	94	101

Tab. 4.1.2.d

Die Tabelle 4.1.2.e stellt alle mit dem R 1 gemessenen Impedanzwerte zusammen:

Material	Elgiloy	Elgiloy	Elgiloy	Platin/Iridium
Markierung	o	●	Δ	□
Elektrode	IE-85-K-O	IE-85-K-O	IE-85-K-10-O	MIP 2007
Reiz-schwelle	akut	chronisch	akut	akut
n	20	20	16	8
Oberfläche (mm^2)	27	27	10	18
1 V/0,5 ms	538	553	744	476
0,8 ms	685	724	982	588
1,0 ms	748	831	1133	665
2 V/0,5 ms	547	545	723	526
0,8 ms	619	651	833	606
1,0 ms	659	703	904	635
5 V/0,5 ms	519	500	658	516
0,8 ms	564	561	708	550
1,0 ms	584	597	738	573

Tab. 4.1.2.e

Übersicht über alle mit dem R 1 gemessenen Impedanzen (ohne Standardabweichungen)

Bei sämtlichen Messungen der Tab. 4.1.2.e erhielten wir mit steigender Impulsdauer eine Erhöhung der Impedanzen.

Des weiteren gilt ohne nennenswerte Ausnahmen, daß mit steigender Impulsgrösse die Impedanzwerte ständig fallen (vgl. dazu die Abbildungen 4.1.2.a,b,c,d). Dies sei an einem Zahlenbeispiel erklärt: für die Elektrode IE-85-K-O (chronisch) erhielten wir bei der Impulsdauer von 0,8 ms für die Impulsgrössen 1, 2 und 5 Volt folgende Impedanzen:

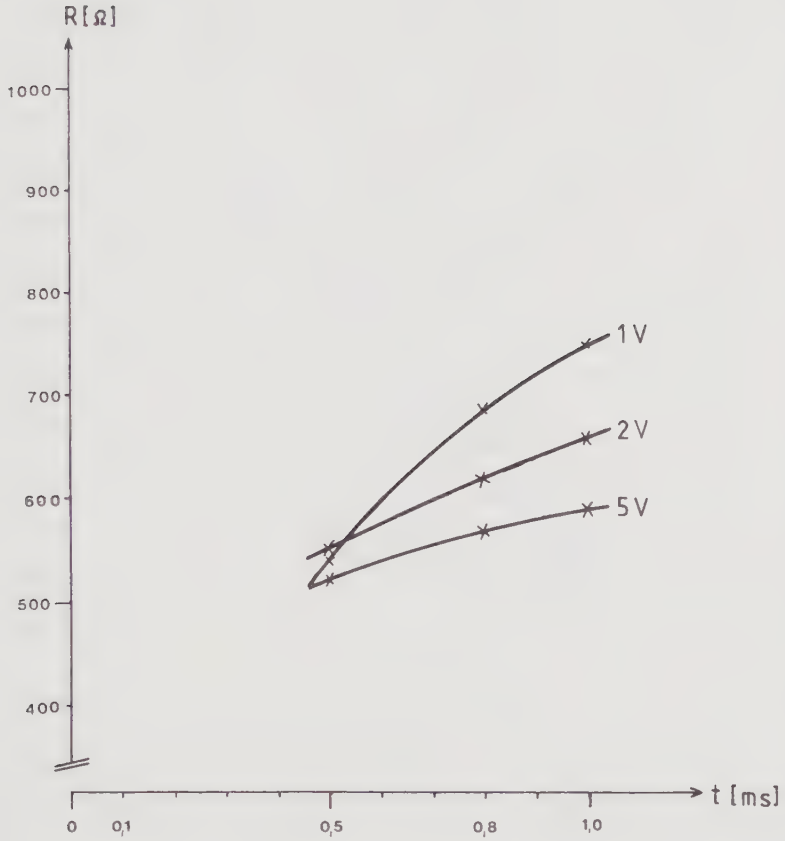


Abb. 4.1.2.a

Elektrode Biotronik IE-85-K-O, akute Reizschwelle

Darstellung der Impedanzwerte in Abhängigkeit von der Impulsdauer bei den Impulsgrössen 1, 2 und 5 Volt, Kollektivgrösse n= 16(20)

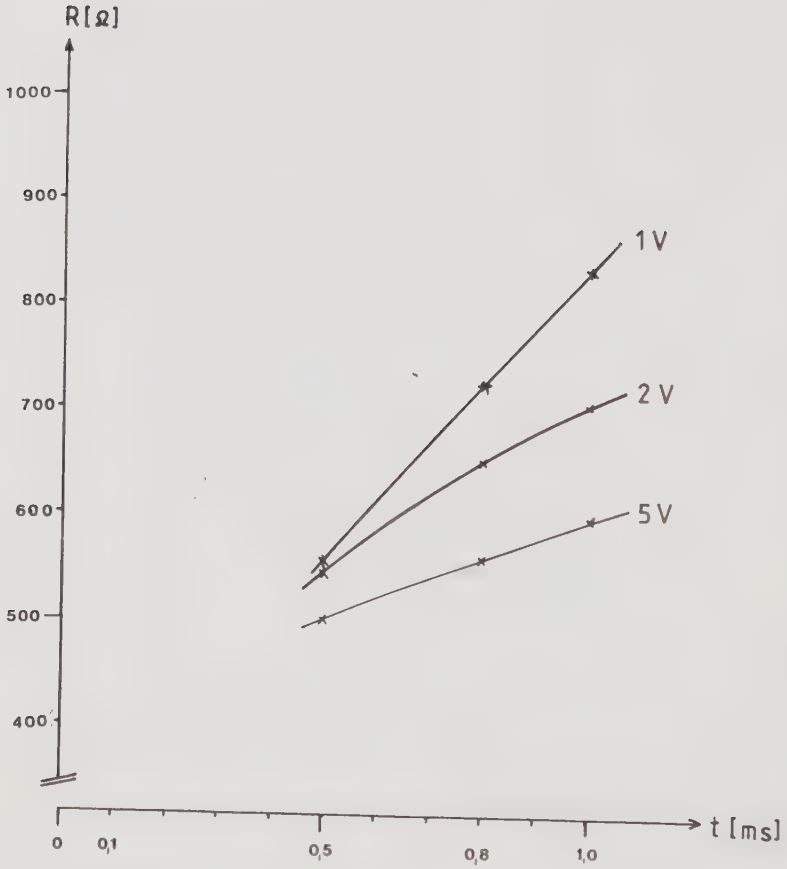


Abb. 4.1.2.b

Elektrode Biotronik IE-85-K-O, chronische Reizschwelle

Darstellung der Impedanzwerte in Abhängigkeit von der Impulsdauer bei den Impulsgrössen 1, 2 und 5 Volt, Kollektivgrösse n= 18(20)

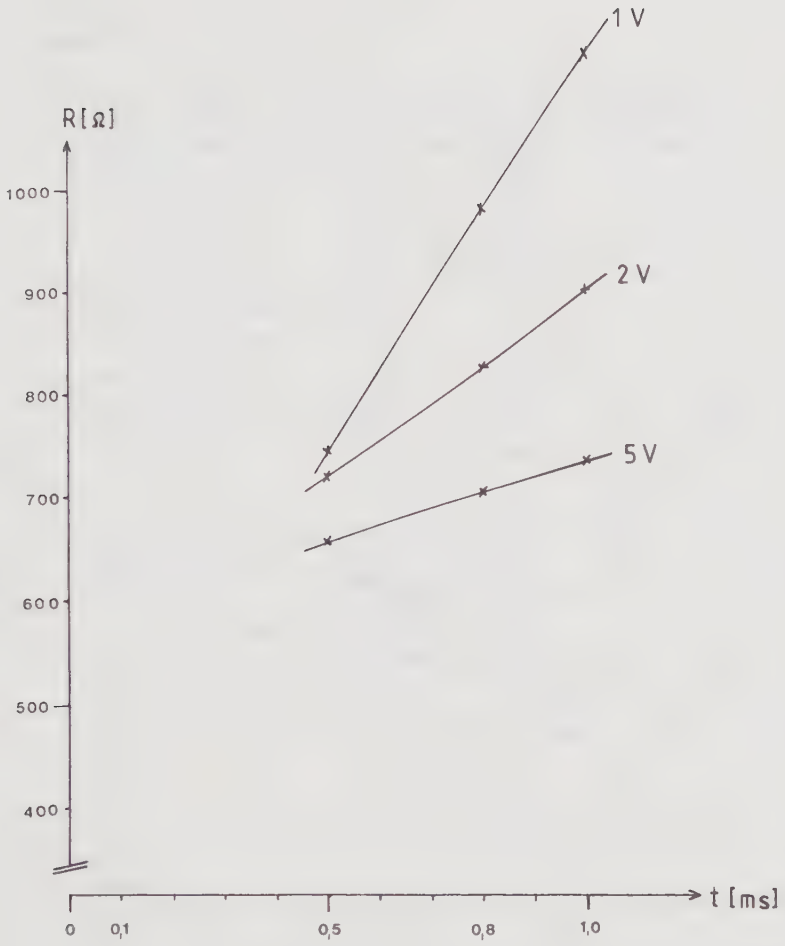


Abb. 4.1.2.c

Elektrode Biotronik IE-85-K-10-O, akute Reizschwelle

Darstellung der Impedanzwerte in Abhängigkeit von der Impulsdauer bei den Impulsgrössen 1, 2 und 5 Volt, Kollektivgrösse n= 16

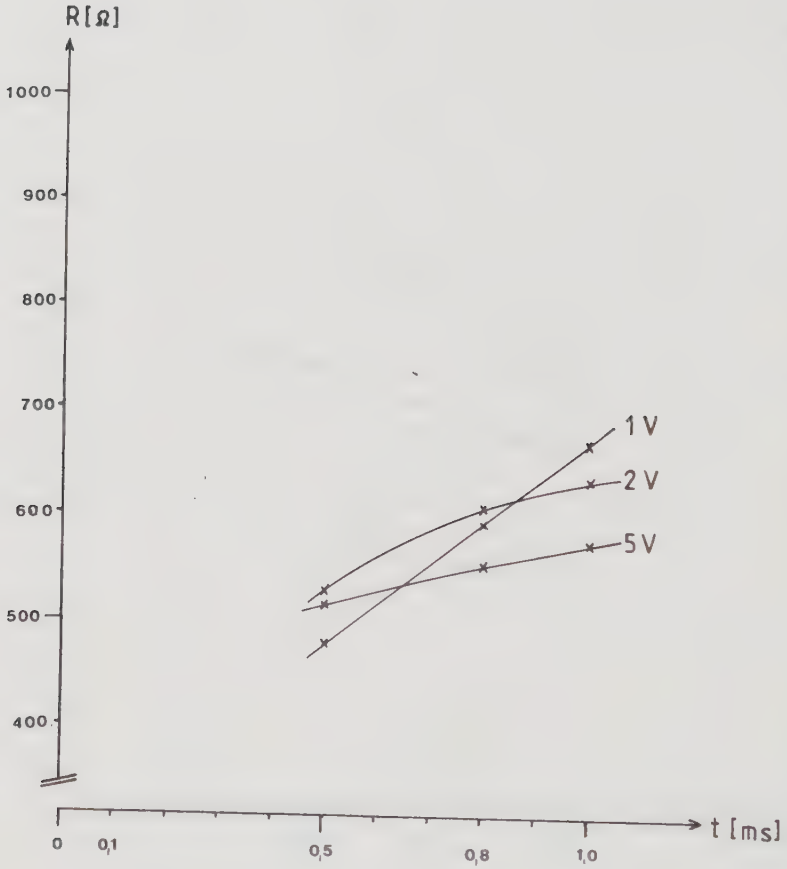


Abb. 4.1.2.d

Elektrode Vitatron MIP 2007, akute Reizschwelle

Darstellung der Impedanzwerte in Abhängigkeit von der Impulsdauer bei den Impulsgrössen 1, 2 und 5 Volt, Kollektivgrösse n= 8

Einen Vergleich aller Elektroden für jeweils eine Impulsgrösse zeigen die Tabellen 4.1.2.f,g und h.

Elektrodentyp Art der Reizschwelle Oberfläche mm^2 Markierung	Impulslänge (ms)		
	0,5	0,8	1,0
IE-85-K-O akut 27 O	538	685	748
IE-85-K-O chronisch 27 ●	553	724	831
IE-85-K-10-O akut 10 Δ	744	982	1133
MIP 2007 akut 18 □	476	588	665

Tab. 4.1.2.f

Alle Impedanzen (Ω) bei 1 Volt (ohne Standardabweichungen)

Elektrodentyp Art der Reizschwelle Oberfläche mm^2 Markierung	Impulslänge (ms)		
	0,5	0,8	1,0
IE-85-K-O akut 27 O	547	619	659
IE-85-K-O chronisch 27 ●	545	651	703
IE-85-K-10-O akut 10 Δ	723	833	904
MIP 2007 akut 18 □	526	606	635

Tab. 4.1.2.g

Alle Impedanzen (Ω) bei 2 Volt (ohne Standardabweichungen)

Elektrodentyp Art der Reizschwelle Oberfläche mm^2 Markierung	Impulslänge (ms) 0,5	0,8	1,0
IE-85-K-O akut 27 O	519	564	584
IE-85-K-O chronisch 27 ●	500	561	597
IE-85-K-10-O akut 10 Δ	658	708	738
MIP 2007 akut 18 □	516	550	573

Tab. 4.1.2.h

Alle Impedanzen (Ω) bei 5 Volt (ohne Standardabweichungen)

Auf den Abbildungen 4.1.2.e, f, g werden die Impedanzen der einzelnen Elektroden bei jeweils einer Impulsgrösse dargestellt.

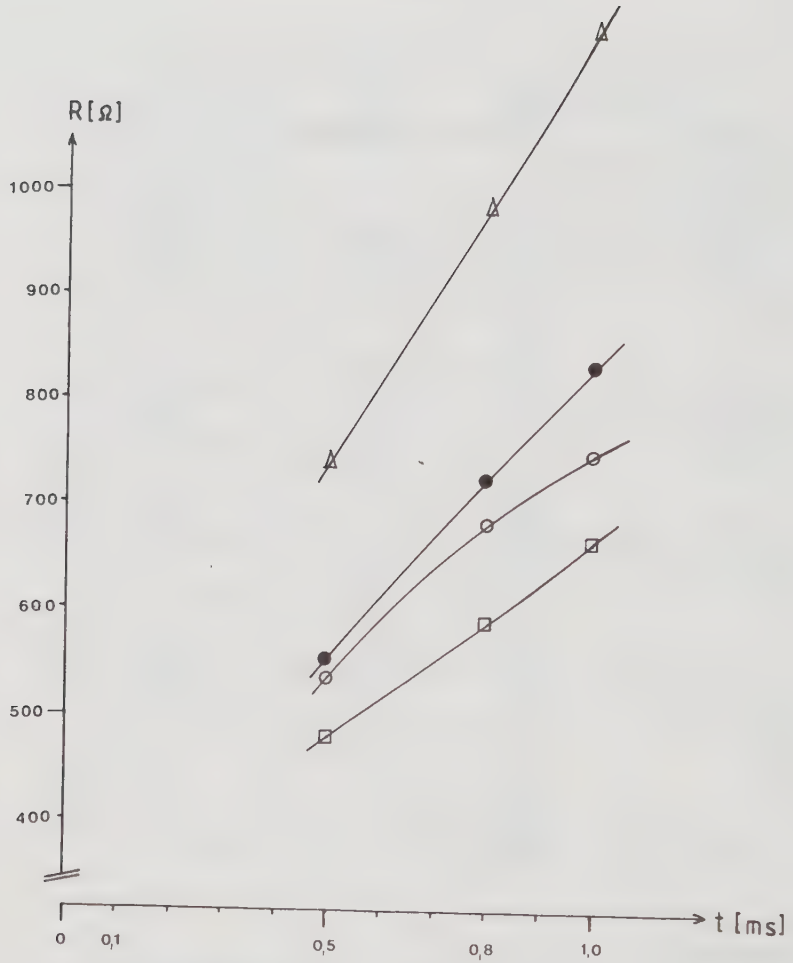


Abb. 4.1.2.e

Darstellung aller gemessenen Impedanzwerte der gekennzeichneten Elektroden bei einer Impulsgrösse von 1 Volt

- O IE-85-K-O, akut, 27 mm^2, n= 16-20
- ● IE-85-K-O, chronisch, 27, 18-20
- Δ IE-85-K-10-O, akut, 10, 16
- □ MIP 2007, akut, 18, 8

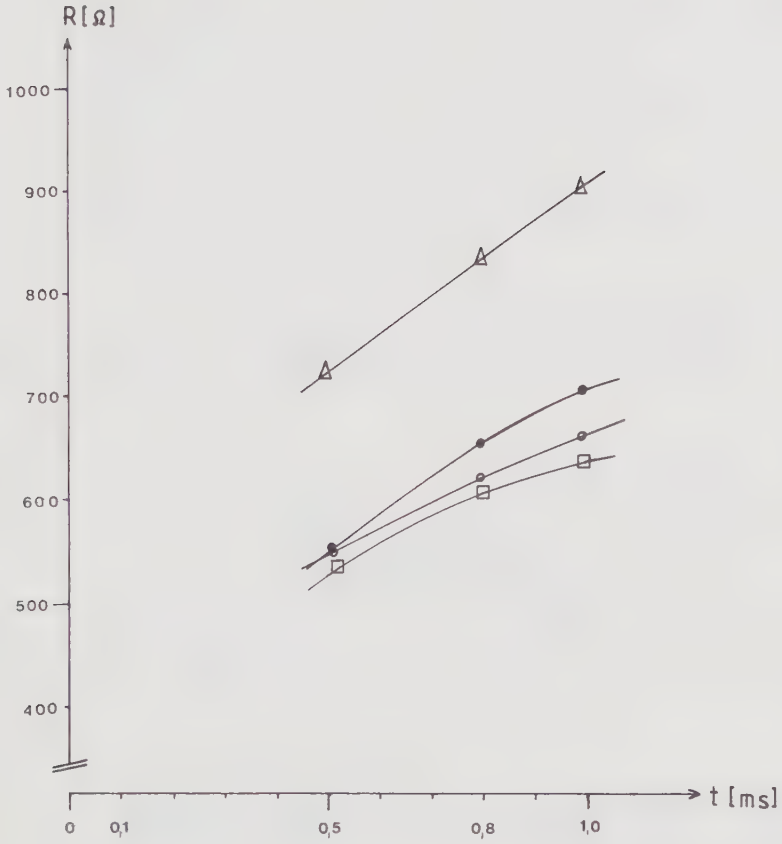


Abb. 4.1.2.f

Darstellung aller gemessenen Impedanzwerte der gekennzeichneten Elektroden bei einer Impulsgrösse von 2 Volt

- o IE-85-K-O, akut, 27 mm^2, n= 16-20
- ● IE-85-K-O, chronisch, 27, 18-20
- Δ IE-85-K-10-O, akut, 10, 16
- □ MIP 2007, akut, 18, 8

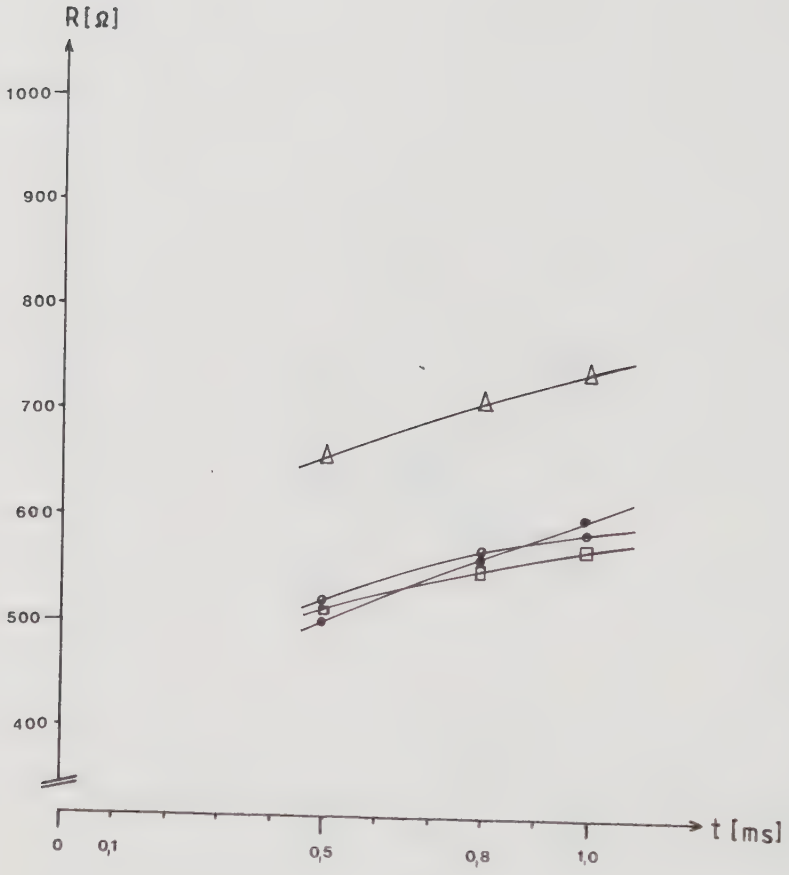


Abb. 4.1.2.g

Darstellung aller gemessenen Impedanzwerte der gekennzeichneten Elektroden bei einer Impulsgrösse von 5 Volt

- O IE-85-K-O, akut, 27 mm^2, n= 16-20
- ● IE-85-K-O, chronisch, 27, 18-20
- Δ IE-85-K-10-O, akut, 10, 16
- □ MIP 2007, akut, 18, 8

Dabei zeigt sich auf Abbildung 4.1.2.e, daß bei einer Impulsgrösse von 1 Volt die Impedanzen der Elektrode IE-85-K-1o-o mit der kleinsten Oberfläche eindeutig am größten sind. Der Vergleich zwischen chronischer und akuter Reizschwelle bei der IE-85-K-O zeigt einen stets etwas größeren Widerstandsmittelwert für die chronisch implantierte Elektrode.
Die für die MIP 2007 ermittelten Impedanzen liegen für alle Impulslängen am niedrigsten. Für die Abbildungen 4.1.2.f und 4.1.2.g ergaben sich dieselben Beobachtungen.
Im Vergleich dieser drei Abbildungen fällt jedoch auf, daß mit steigender Impulsgrösse die Differenzen zwischen den Impedanzwerten der Elektroden immer geringer werden. Beispielsweise beträgt die Differenz der Impedanzen bei 0,8 ms zwischen der IE-85-K-O (akut) und der IE-85-K-1O-O (akut) bei

1 Volt : 297 Ohm
2 Volt : 214 Ohm — Differenz 83 Ohm
5 Volt : 144 Ohm — Differenz 70 Ohm

4.2 Reizschwellenmessungen

4.2.1 Messungen der Spannungsreizschwellen mit dem Meßgerät Biotronik ERA 2

Nach der bereits vorne unter 3.2.4 beschriebenen Methode wurden Messungen für 4 auswertbare Kollektive durchgeführt.

Folgende Abkürzungen gelten für die Tabellen 4.2.1.a-d:

MW: Mittelwert
S : Standardabweichung
n : Kollektivgröße

Elektrode: Biotronik IE-85-K-O
Reizschwelle: akut
Spannungsreizschwellen (V)

Impulsdauer (ms)	0,1	0,3	0,5	0,8	1,0
n	42	42	43	42	42
MW	2,06	0,92	0,71	0,61	0,55
S	0,84	0,41	0,27	0,31	0,23

Tab. 4.2.1.a

Elektrode: Biotronik IE-85-K-O
Reizschwelle: chronisch
Spannungsreizschwellen (V)

Impulsdauer (ms)	0,1	0,3	0,5	0,8	1,0
n	28	28	30	28	28
MW	4,27	2,38	1,87	1,73	1,67
S	0,88	0,67	0,51	0,42	0,43

Tab. 4.2.1.b

Elektrode: Biotronik IE-85-K-10-O
Reizschwelle: akut
Spannungsreizschwellen (V)

Impulsdauer (ms)	0,1	0,3	0,5	0,8	1,0
n	36	36	40	36	36
MW	1,55	0,68	0,52	0,46	0,43
S	0,92	0,36	0,28	0,24	0,21

Tab. 4.2.1.c

Elektrode: MIP 2007
Reizschwelle: akut
Spannungsreizschwellen (V)

Impulsdauer (ms)	0,1	0,3	0,5	0,8	1,0
n	6	6	6	6	6
MW	1,49	0,70	0,47	0,42	0,31
S	0,72	0,40	0,18	0,22	0,09

Tab. 4.2.1.d

Sämtlichen Kollektiven ist gemeinsam, daß mit steigender Impulsbreite die Spannungsreizschwellen abnehmen. Wesentliche Differenzen sind allerdings bei den akuten Spannungsreizschwellen nicht zu finden, und zwar weder bei den Elektroden verschiedener Oberflächen noch bei denjenigen aus verschiedenen Materialien.

Die nachfolgende Tabelle stellt sämtliche Spannungsreizschwellen zusammen:

Material	Elgiloy	Elgiloy	Elgiloy	Pt/Ir
Markierung	○	●	△	□
Elektrode	IE-85-K-O	IE-85-K-O	IE-85-K-10-O	MIP 2007
Reiz-schwelle	akut	chronisch	akut	akut
n	42 (43)	28 (30)	36 (40)	6
Oberfläche (mm^2)	27	27	10	18
0,1	2,06	4,27	1,55	1,49
0,3	0,92	2,38	0,68	0,70
0,5	0,71	1,87	0,52	0,47
0,8	0,61	1,73	0,46	0,42
1,0	0,55	1,67	0,43	0,31

Tab. 4.2.1.e

Übersicht über alle gemessenen Spannungsreizschwellenwerte (V) bei jeweils 5 verschiedenen Impulslängen (ms)

Wie anhand der nachfolgenden Abbildung 4.2.1.a verdeutlicht wird, liegen die akuten Spannungsschwellen alle dicht beisammen.
Die chronischen Spannungsreizschwellen der IE-85-K-O liegen dagegen um den Faktor 2 bis 3 höher.

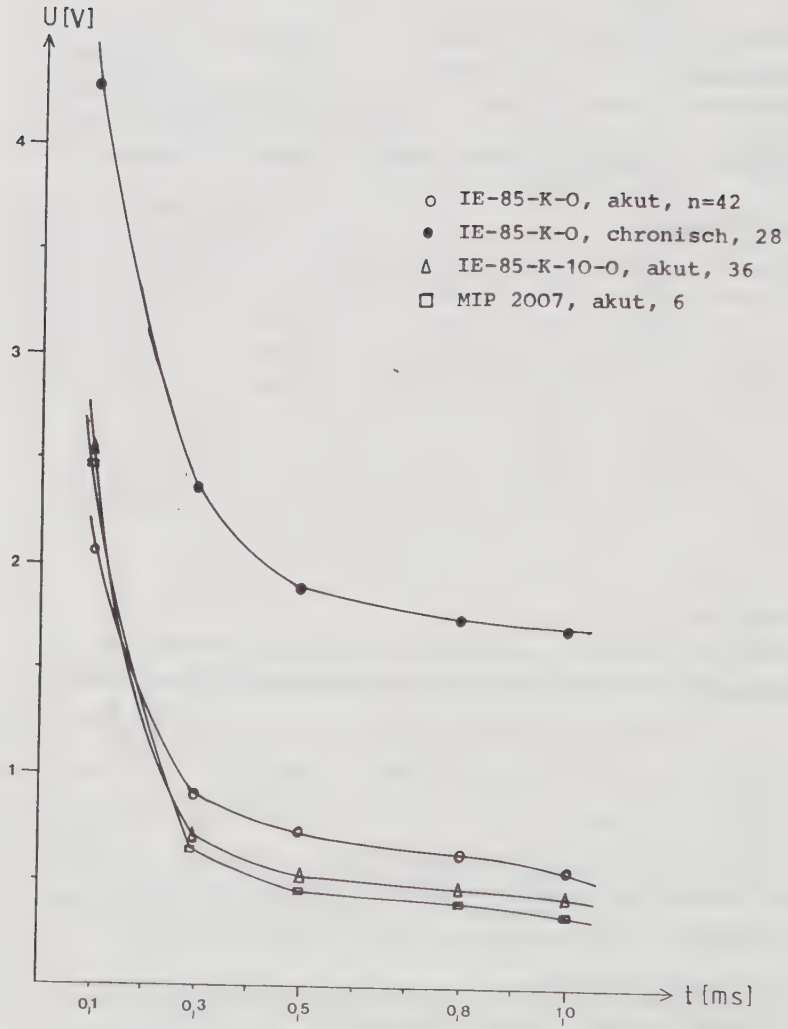


Abb. 4.2.1.a

Reizzeit-Spannungsschwellen bei verschiedenen Elektroden

4.2.2 Messungen der Stromreizschwellen mit dem Meßgerät Biotronik ERA 2

Entsprechend dem Abschnitt 3.2.4 wurden auch die Stromschwellen während der Operationen bei 4 verwertbaren Kollektiven gemessen.

Folgende Abkürzungen gelten für die Tabellen 4.2.2.a-d:

MW: Mittelwert
S : Standardabweichung
n : Kollektivgröße

Elektrode: Biotronik IE-85-K-O
Reizschwelle: akut
Stromreizschwellen (mA)

Impulsdauer (ms)	0,1	0,3	0,5	0,8	1,0
n	41	42	42	41	41
MW	4,49	1,67	1,16	0,80	0,67
S	1,85	0,87	0,61	0,22	0,15

Tab. 4.2.2.a

Elektrode: Biotronik IE-85-K-0
Reizschwelle: chronisch
Stromreizschwellen (mA)

Impulsdauer (ms)	0,1	0,3	0,5	0,8	1,0
n	-	28	30	28	28
MW	-	4,53	3,03	2,20	1,94
S	-	1,53	0,95	0,64	0,63

- : Wert war nicht ablesbar, d.h. > 10

Tab. 4.2.2.b

Elektrode: Biotronik IE-85-K-10-0
Reizschwelle: akut
Stromreizschwellen (mA)

Impulsdauer (ms)	0,1	0,3	0,5	0,8	1,0
n	36	36	40	36	36
MW	2,36	0,96	0,61	0,44	0,38
S	1,28	0,52	0,35	0,25	0,24

Tab. 4.2.2.c

Elektrode: MIP 2007
Reizschwelle: akut
Stromreizschwellen (mA)

Impulsdauer (ms)	0,1	0,3	0,5	0,8	1,0
n	6	6	6	6	6
MW	3,30	1,23	0,65	0,43	0,36
S	2,01	0,76	0,25	0,19	0,16

Tab. 4.2.2.d

Die akuten Stromschwellen unterscheiden sich deutlich beim Vergleich der verschiedenen Elektrodenoberflächen, insbesondere bei kurzen Impulsen.
Die Stromreizschwellen unseres einzigen chronischen Kollektives liegen auch hier wie schon bei den Spannungsschwellen um ein Mehrfaches höher.

Material	Elgiloy	Elgiloy	Elgiloy	Pt/Ir
Markierung	O	●	Δ	□
Elektrode	IE-85-K-O	IE-85-K-O	IE-85-K-10-O	MIP 2007
Reiz-schwelle	akut	chronisch	akut	akut
n	41 (42)	28 (30)	36 (40)	6
Oberfläche (mm^2)	27	27	10	18
0,1	4,49	-	2,36	3,30
0,3	1,67	4,53	0,96	1,23
0,5	1,11	3,03	0,61	0,65
0,8	0,80	2,20	0,44	0,43
1,0	0,67	1,94	0,38	0,36

Tab. 4.2.2.e

Übersicht über alle gemessenen Stromreizschwellenwerte (mA) bei jeweils 5 verschiedenen Impulslängen (ms)

Diese Tabelle 4.2.2.e wird graphisch durch Abbildung 4.2.2.a verdeutlicht!

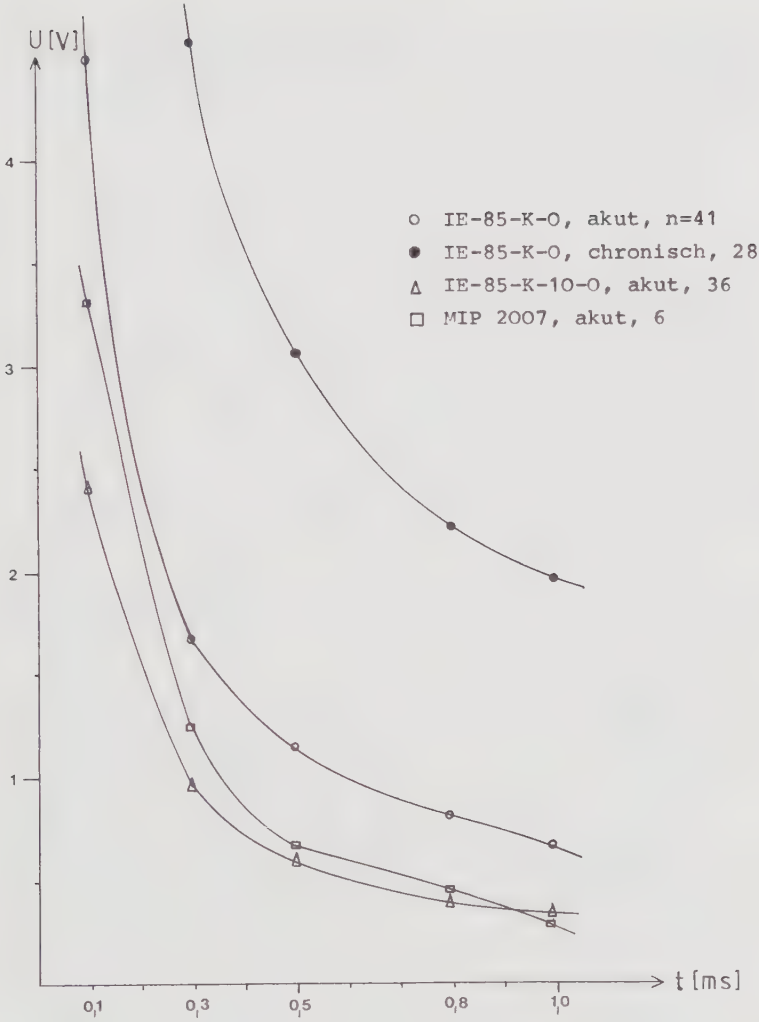


Abb. 4.2.2.a

Reizzeit-Stromstärkenschwellen bei verschiedenen Elektroden

Zum Abschluß steht die Zusammenstellung aller gemessenen Reizschwellen, d.h. eine Zusammenfassung der Tabellen 4.2.1.e und 4.2.2.e :

Material	Elgiloy	Elgiloy	Elgiloy	Pt/Ir
Markierung	O	●	Δ	□
Elektrode	IE-85-K-O	IE-85-K-O	IE-85-K-10-O	MIP 2007
Reiz-schwelle	akut	chronisch	akut	akut
n	41	28	36	6
Oberfläche (mm^2)	27	27	10	18
0,1	2,06	4,27	1,55	1,49
0,3	0,92	2,38	0,68	0,70
0,5	0,71	1,87	0,52	0,47
0,8	0,61	1,73	0,46	0,42
1,0	0,55	1,67	0,43	0,31
0,1	4,49	>10	2,36	3,30
0,3	1,67	4,53	0,96	1,23
0,5	1,11	3,03	0,61	0,65
0,8	0,80	2,20	0,44	0,43
1,0	0,67	1,94	0,38	0,36

Tab. 4.2.2.f

Zusammenstellung aller Strom- und Spannungsreizschwellenmeßwerte

5. Diskussion

Anhand der erhaltenen Ergebnisse versuchten wir folgende Fragen zu beantworten:

- läßt sich bei Verwendung kleinerer Elektrodenoberflächen ein erhöhter Widerstand erzielen und dadurch bei konstanter Ausgangsspannung der Stromfluß reduzieren,
- tritt eine Änderung der Widerstände ein bei längeren Laufzeiten,
- ist das Verhalten des Widerstandes während eines Stimulationsimpulses konstant,
- stellt das Impedanz-Meßgerät Biomedix R 1 eine Hilfe während der Schrittmacheroperation dar?

Beim Vergleich der akuten Impedanzwerte der kleinflächigen Elektrode IE-85-K-10-O mit der großflächigen IE-85-K-O ergibt sich aus Tabelle 4.1.2.e eindeutig, daß eine Verkleinerung der stimulierenden Elektrodenoberfläche einen höheren Widerstand induziert (17,55); nach dem Ohm'schen Gesetz $I = \frac{U}{R}$ gilt damit, daß bei konstanter Ausgangsspannung U und erhöhtem Widerstand R notwendigerweise der Stromfluß I sich verringert und damit eine Energieoptimierung eintritt.

Ein Vergleich der akut-implantierten Elektrode Vitatron MIP 2007 paßt dagegen nicht so recht ins Bild: obwohl sie sich mit ihren 18 mm^2 Oberfläche zwischen der Biotronik IE-85-K-O (27 mm^2) und Biotronik IE-85-K-10-O (10 mm^2)

befindet, sind ihre Impedanzwerte nicht wie erwartet auch etwa zwischen denen der beiden, sondern sie liegen sowohl bezüglich der Impulsdauer als auch der Impulshöhe in allen Werten unter denen der großflächigeren IE-85-K-O. Eine Erklärung ist einmal in der andersartigen geometrischen Ausbildung des Elektrodenkopfes (vgl. unter 1.3.3.2.3.) zu suchen (35) und zum anderen darin, daß die MIP 2007 als einzige Elektrode in unserer Versuchsreihe nicht aus Elgiloy, sondern aus Platin-Iridium besteht (18).
Verwendet man bei einer Erstimplantation kleinköpfige Elektroden, so werden deutlich geringere Strom- und Spannungsreizschwellen gemessen als bei Elektroden mit größeren Oberflächen (vgl. Tab. 4.2.2.f). Diese Unterschiede verwischen sich jedoch nach unseren Erfahrungen bei Messung der chronischen Reizschwellen.
Die Ursache für den Reizschwellenanstieg, der nach längerer Laufzeit und somit erfolgtem Einwachsen der Elektrode im Myokardgewebe festzustellen ist, beruht wahrscheinlich auf stärkerer, narbiger Gewebsumwandlung im Bereich der Insertionsstelle der stimulierenden Elektrodenspitze (38). KOCH (23,24) konnte anhand histologischer Untersuchungsbefunde entzündliche Fremdkörperreaktionen und zunehmende Fibrosierung sowie umschriebene Sekundärinfarzierung nachweisen und sieht darin die Ursache für den Reizschwellenanstieg.

GRÖGLER (19) beobachtete nach Implantation transvenöser Elektroden initial einen raschen Anstieg der Reizschwelle,

der sich anschließend stabilisierte; bei langdauernder Stimulation jedoch stellte er weitere Reizschwellenerhöhungen fest, deren Mittel etwa 15% pro Jahr betrug. Individuell sind darüber hinaus jederzeit Reizschwellenänderungen möglich und nicht vorhersehbar.

Wie DIEWITZ (7) zeigen konnte, treten in den ersten Tagen nach einer Implantation regelmäßig Reizschwellenerhöhungen auf, die ihr Maximum zwischen dem 7. bis 9. Tag erreichen; danach erfolgt ein allmählicher Abfall (vgl. Abb. 5.1), wobei allerdings die Implantationsreizschwelle nicht mehr erreicht wird (13,31,54).

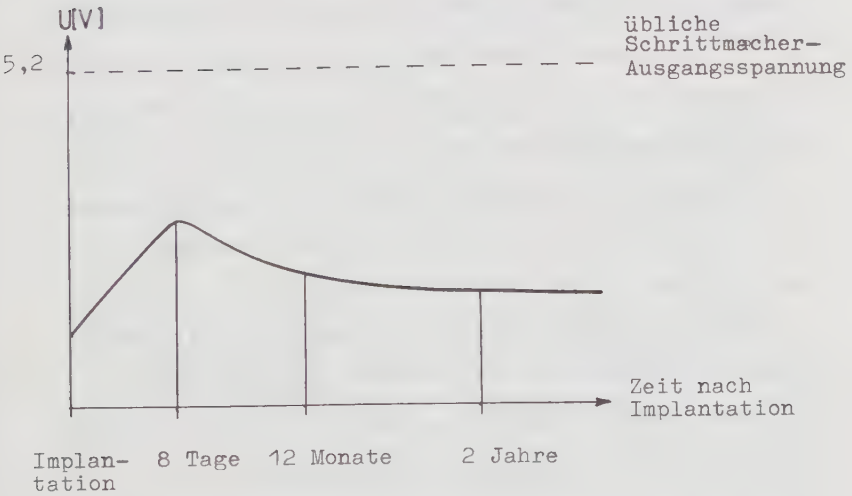


Abb. 5.1

Verlauf der Spannungsreizschwelle von der Implantation an bis etwa 3 Jahre danach zum 1. Schrittmacherwechsel (31).

Man nimmt an, daß die initiale Erhöhung der Reizschwellen durch ein lokales Ödem (58) hervorgerufen wird.

Zwischen der Ausgangsreizschwelle und dem Reizschwellenmaximum besteht keine Korrelation (7).

Die Irritabilität des Myokardgewebes ist einmal tagesabhängig durch die Aufnahme von Mahlzeiten, zum anderen aber auch durch andere Faktoren wie physische und psychische Reize veränderbar. Dabei handelt es sich wahrscheinlich um Elektrolytverschiebungen und um Folgen sympathischer und parasympathischer Regulationsmechanismen.

Einige Elektrolyte, etwa Kalium, steigern die Reizbarkeit des Myokards, andere wie z.B. Calcium senken sie.

Medikamente können ebenfalls sowohl die Reizschwelle erhöhen (z.B. Antiarrhythmetika) als auch senken wie etwa die Sympathikomimetika (z.B. Alupent ®).

Auch konnten wir feststellen, daß die chronischen Reizschwellen deutlich über den akuten lagen, und zwar waren sie zwischen 100 und 300% höher (siehe Tab. 4.2.2.f). An diese Reizschwellenerhöhung muß man bei einer Erstimplantation denken, um den Patienten nicht der Gefahr eines Exit blockes auszusetzen. Daher ist eine Sicherheitsmarge von 150% bis 200% zu gewährleisten.

Auch wenn kleinflächige Elektroden geringere Reizschwellen aufweisen, so haben sie doch einen deutlichen Nachteil gegenüber ihren großflächigen Konkurrenten: es kann beim Fortschreiten der degenerativen Herzerkrankung leicht

eintreten, daß die stimulierende Elektrodenoberfläche allmählich an eine Stelle zu liegen kommt, die für den Empfang und die Abgabe eines elektrischen Reizes ungeeignet ist.

Diese Gefahr ist naturgemäß umso größer, je kleiner der Elektrodenkopf und damit die mit dem Myokard in Kontakt befindliche Oberfläche ist. Es kann bei der kleinflächigeren Elektrode also sowohl weniger Energie bei der Stimulation abgegeben als auch weniger Energie aus dem intrakardialen Elektrogramm aufgenommen werden. SCHMITT (5O) et al. konnten dies eindeutig zeigen. Danach erhöht sich diese Störanfälligkeit von Steuerungssystemen in Schrittmachern mit fortschreitender Verkleinerung der stimulierenden Elektrodenoberfläche.

Dagegen war es bisher nicht möglich, eine verstärkte Reaktion des Herzgewebes aufgrund der höheren Stromdichte bei Stimulation über kleinköpfige Elektroden nachzuweisen.

Zwischen dem Stimulationswiderstand der großflächigen Biotronik IE-85-K-O bei der Erstimplantation und nach längerer Laufzeit findet sich kein signifikanter Unterschied.
Die kleinflächige Biotronik IE-85-K-10-O betreffend kann diese Frage nicht beantwortet werden, da uns für die Messung der chronischen Werte kein genügend großes Patientengut zur Verfügung stand. Aus demselben Grunde ist für die Vitatron MIP 2007 ebenfalls keine Aussage möglich.

Bei sämtlichen Messungen mit dem Zweikanalelektroden-strahloszilloskop zeigte sich, daß der Widerstand zu Anfang eines Stimulationsimpulses kleiner war als zu dessen Ende. Mit dieser Beobachtung könnte man die Tatsache erklären, daß bei allen mit dem Impedanz-Meßgerät R 1 gemessenen Werten die Widerstände bei kurzer Länge des Impulses geringer waren als bei langdauernder Stimulation.

Wenn man die Absolutwerte der Impedanzen, jeweils bei einer Impulsgröße von 5 Volt Spannung und einer Impulsdauer von 0,5 ms mit dem R 1 bzw. mit dem Oszilloskop gemessen, miteinander vergleicht, so stellt man in allen Fällen beim Oszilloskop die deutlich niedrigeren Werte fest (vgl. Tab. 4.1.1.e und Tab. 4.1.2.e).

Da wir bei unserem präzise abgeglichenen Oszilloskop geringere Fehlermöglichkeiten unterstellen müssen als bei dem Prototyp des neu entwickelten Impedanz-Meßgerätes R 1, so darf man bei den Ergebnissen des Elektrodenstrahloszilloskopen eine grössere Genauigkeit erwarten.

Die Differenz zwischen den auf unterschiedlichen Wegen ermittelten Impedanzwerten dürfte zu beseitigen sein durch eine verbesserte Kalibrierung des Meßgerätes R 1.

Trotzdem stellt das R 1 eine wertvolle Hilfe dar zur Beurteilung des Widerstandsverhaltens während einer Schrittmacheroperation, weil es nämlich durch seinen Einsatz ohne großen Aufwand möglich ist, während der Reizschwellenmessungen den Stimulationswiderstand zu bestimmen.

Neben wissenschaftlich und entwicklungs-technisch verwertbaren Meßergebnissen können unter Umständen direkt praxisbezogene Aussagen erfolgen: bei exzessiven Widerstandserniedrigungen ist an einen Isolationsdefekt bzw. einen Kurzschluß zu denken, bei starkem Anstieg der Impedanzwerte an eine Elektrodenfraktur.

Da bei einer Verkürzung der Impulslänge der Stimulationswiderstand kleiner wird und demzufolge der Stromfluß zunimmt (vgl. z.B. Abb. 4.1.2.a), spart man durch diese Verkürzung der Impulsdauer nicht soviel Energie wie erwartet (8).

Eine Verkleinerung der Elektrodenoberfläche ist wie oben angeführt wegen der damit verbundenen Risiken ebenfalls nicht unbegrenzt möglich.

Hingegen scheint es sinnvoll, die Höhe des Schrittmacherimpulses zu reduzieren, da - zumindest bei unseren Implantationen (vgl. dazu Tab. 4.2.1.e) - nicht nur die unbedingt notwendige Sicherheitsmarge von der zwei- bis dreifachen Höhe der Implantationsreizschwelle vorhanden war, sondern darüber hinaus noch ein überflüssiges Impulsangebot von 2 Volt und mehr von den Schrittmacherbatterien zur Stimulation abgegeben wurde.

Mit einer den jeweils gemessenen Implantationsreizschwellen angepaßten Impulsabgabe durch entsprechende Schrittmacherbatterien würde für fast alle Patienten der Marburger Klinik eine Spannungsreizschwelle von 3 Volt bei einer Impulsdauer von 0,5 ms ausreichen.

Das würde eine Spannungsreizschwellenerniedrigung um 2,2 Volt bedeuten, bezogen auf die übliche Schrittmacher-Ausgangsspannung von 5,2 Volt.

Damit ließe sich wahrscheinlich der Energiehaushalt eines Schrittmachers effektiver und vor allem gefahrloser optimieren als durch weitere Verkürzung der Impulsdauer und Verkleinerung der Elektrodenoberfläche.

6. Zusammenfassung

Die Arbeit gliedert sich in einen theoretischen und einen experimentellen Teil.

Es werden die allgemeine geschichtliche Entwicklung der Herzschrittmacher und Elektroden skizziert. Eine detaillierte Aufgliederung der verschiedenen Schrittmacher- und Elektrodentypen schließt sich an unter Berücksichtigung der während der Implantationen verwandten endokardial-transvenös-unipolaren Elektroden Biotronik IE-85-K-O, Biotronik IE-85-K-10-O sowie Vitatron MIP 2007.

Das Ziel unserer Untersuchungen bestand darin, Mittel und Wege zu finden, mit den herkömmlichen Lithium-Schrittmachern möglichst lange Laufzeiten zu erzielen, wobei ein Risiko für den Patienten soweit als möglich auszuschließen ist:

- wir variierten den Spannungsimpuls bezüglich seiner Höhe (V) und Breite (ms),
- wir implantierten Elektroden, die sich sowohl in Größe, Form als auch Material der stimulierenden Oberfläche voneinander unterschieden
- wir verglichen das Impedanzverhalten der Elektrode Biotronik IE-85-K-O bei Erstimplantation und nach längerer Laufzeit.

Darüber hinaus wurde das Verhalten der Widerstände während eines Stimulationsimpulses anhand eines Zweikanalelektrodenstrahloszilloskopen vom Typ Advance OS 1000 A untersucht und das neu entwickelte Impedanz-Meßgerät Biomedix R 1 auf seine Funktionsfähigkeit während einer Schrittmacheroperation überprüft.

Durch eine Reduktion der Impulsbreite läßt sich nicht soviel Energie sparen wie ursprünglich erwartet, da der Stimulationswiderstand mit fallender Impulsdauer kleiner wird.

Dagegen erscheint es nach unseren Messungen sinnvoll und effektiv, die Höhe der Schrittmacherausgangsspannung von derzeit 5,2 Volt auf etwa 3 Volt zu senken; dieser um 2,2 Volt niedrigere Impuls enthält noch die notwendigen Sicherheitsreserven für einen zu erwartenden Reizschwellenanstieg! Die derzeit abgegebene Schrittmacherausgangsspannung liegt demnach mehr als 70% oberhalb der notwendigen Sicherheitsmarge.

Diese Impulsreduktion kann aber nur dann durchgeführt werden, wenn die während einer Schrittmacheroperation unbedingt notwendigen und im Text ausführlich beschriebenen Messungen durchgeführt werden.

Beim Vergleich der verschieden großen Elektrodenspitzen zeigte sich, daß mit abnehmender Stimulationsoberfläche der Widerstand anwächst; allerdings sind einer beliebigen Verkleinerung Grenzen gesetzt durch das Gebot, den Patienten nicht zu gefährden, etwa durch einen mögli-

chen Exit block bzw. Entrance block.

Das Impedanzverhalten der mit 27 mm^2 Oberfläche recht großflächigen Elektrode Biotronik IE-85-K-Q ließ beim Vergleich der akuten mit den chronischen Widerständen keinen signifikanten Unterschied erkennen.

Bei sämtlichen Messungen mit dem Zweikanalelektroden-strahloszilloskop zeigte sich, daß der Widerstand zu Anfang eines Stimulationsimpulses stets kleiner war als am Ende; damit läßt sich die Beobachtung erklären, daß mit zunehmender Impulslänge auch die Impedanzwerte ansteigen.

Das neu entwickelte Impedanz-Meßgerät Biomedix R 1 stellt eine wertvolle Hilfe dar zur Beurteilung des Widerstandsverhaltens während einer Schrittmacheroperation, weil es nämlich mit seiner Hilfe ohne großen Aufwand möglich ist, während der Reizschwellenmessungen den - digital angezeigten - Stimulationswiderstand zu bestimmen. Die beim Vergleich mit einem präzise abgeglichenen Zweikanalelektrodenstrahloszilloskop etwas zu hohen Werte des R 1 dürften durch eine verbesserte Kalibrierung zu optimieren sein.

Bei exzessiven Widerstandserniedrigungen ist an einen Isolationsdefekt, bei starker Erhöhung der Impedanzwerte an eine Elektrodenfraktur zu denken.

Schließlich sollte noch die Wichtigkeit der während einer Schrittmacheroperation mit dem Impedanz-Meßgerät

R 1 gemessenen Werte erwähnt werden, weil solche Messungen eine wichtige Grundlage für die technische Weiterentwicklung der Schrittmachersysteme darstellen und weder in vitro noch im Tierversuch noch anderweitig gewonnen werden können.

L I T E R A T U R V E R Z E I C H N I S :

Ich danke der Fa. Lehmann, Forsbach, für die freundliche Genehmigung zur Verwendung der Abbildungen 1.3.2, 1.3.3.2, 2.1, 2.2 und 3.1.1.

1. Bellet, S., O.F.Müller, A.C. de Leon jr., L.D.Sher, W.M.Lennon, D.G.Klipatrick:
The use of an internal pacemaker in the treatment of cardiac arrest and slow heart rates.
Arch. Int. Med. 105 (1960), 361

2. Brdicka, R.:
Grundlagen der physikalischen Chemie.
Berlin 1971

3. Burns, A.:
Observations on Some of the Most Frequent and Important Diseases of the Heart.
Edinburgh. Thomas Bryce and Company, 1809

4. Chardack, W.M., A.A.Gage, W.Greatbatch:
A transistorized self-contained, implantable pacemaker for the long-term correction of the complete heart block.
Surg. 48 (1960), 643

5. Cooper, R., H.J.Crow:
Toxic effect of intra-cerebral electrodes.
Biol. Eng. 4 (1966), 575-581

6. Cope, F.W.:
Biological interfaces behave like electrode surfaces.

Workshop in Bioelectrochemistry, Princeton, N.J. Oct. 1971

7. Diewitz, M.:
Grundlagen der Schrittmachertherapie, Modellübersicht, technische Details und Funktion gebräuchlicher Schrittmachertypen in Europa.
Pacemaker-Digest (Fa. Lehmann, Forsbach) Nr.6, 1975

8. Doenecke, P.:
Der Einfluß von Impulsspannung, Impulsdauer, Elektrodenoberfläche und des Zeitfaktors auf den Elektrodengewebswiderstand (Impedanz).
In Vorbereitung

9. Edhag, O., H.Lagergren:
Transvenous electrodes in long-term stimulation with cardiac pacing.
Ann. N.Y. Acad. Sci. 167 (1969), 761-768

10. Ellringmann, U., C.-G.Schmitt:
Durchleuchtungszeiten bei der Implantation transvenöser Elektroden zur permanenten Schrittmacherstimulation des Herzens.
Thoraxchirg. 25, 2 (1977), 88-93

11. Ellringmann, U., C.-G.Schmitt:
Das sogenannte Pacemaker-Twiddler-Syndrom bei transvenös implantierten Schrittmachersystemen.
Zschr. f. Kardiol. 66, 729-734(1977)

12. Elmquist, R., A.Senning:
An implantable pacemaker for the heart.
Med. Electronics, 2. Intern. Conf., Paris 1959

13. Fontaine, G., M.Kevorkian, J.J.Welti, A.Ribet, J.C. Petitot:
Comparison between endocardial versus myocardial and unipolar versus bipolar thresholds after long term pacing.
In: H.J.Th. Thalen, "Cardiac Pacing", van Gorcum, Assen 1973

14. Furman, S., G.Robinson:
The use of an intracardiac pacemaker in the correction of the total heart-block.
Surg. Forum 9 (1958), 245

15. Furman, S., G.Robinson:
Stimulation of the ventricular endocardial surface in control of the complete heart-block.
Ann. Surg. 150 (1959), 841

16. Furman, S., J.B.Schwedel:
An intracardial pacemaker for Stokes-Adams seizures.
New Engl. J. Med. 261 (1959), 943

17. Furman, S., B. Parker, D.J.W.Escher:
Decreasing electrode size and increasing efficiency of cardiac stimulation.
J.Surg. Res. 11 (1971), 105

18. Greatbatch, W.:
Electrochemical polarization of physiological electrodes.
Med. Res. Engin. 6 (1967), 13

19. Grögler, F.M.:
Das Verhalten der elektrischen Reizschwelle bei chronischer Herzstimulierung.
Pacemaker-Digest (Fa. Lehmann, Forsbach) Nr.1, 1974

20. Hyman, A.S.:
Resuscitation of the stopped heart by intracardial therapy. Experimental use of an artificial pacemaker.
Arch. Intern. Med. 50 (1932), 283

21. Hyman, A.S.:
Resuscitation of the stopped heart. Further use of the artificial pacemaker.
J. Amer. Med. Ass. 99 (1932), 1888

22. Irnich, W.:
Elektrotherapie des Herzens - physiologische und biotechnische Aspekte.
Verlag Schiele und Schön, Berlin 1976

23. Koch, R.:
Komplikationen bei Schrittmacherbehandlung.
(in: H. Antoni und S. Effert: "Herzrhythmusstörungen"; F.K. Schattauer-Verlag, Stuttgart, New York 1974

24. Koch, R., R.Winter:
Reizschwellenerhöhung als Komplikation der Schrittmacher-Behandlung.
Med. Welt 25 (1974), 156

25. Köhler, F., C.-G.Schmitt, U.Ellringmann:
Partieller Trikuspidalklappenabriß beim Wechsel

einer endokardialen Schrittmacher-Elektrode.
Thoraxchirg. 25, 2 (1977), 97-100

26. Köhler, F., C.-G.Schmitt:
Über einige seltene Komplikationen durch transvenöse Herzschrittmacher-Elektroden. Morphologische und klinische Befunde.
Zschr. f. Kardiol. 66 (1977), 44-51

27. Köhler, F., C.-G.Schmitt:
About some rare complications caused by transvenous pacemaker-electrodes.
Cardiol. Digest

28. Körner, K., V.Schlosser:
Komplikationen nach Schrittmacherimplantationen aus chirurgischer Sicht.
Fortschr. Med. 86 (1968), 530

29. Kortüm, G., W.Vogel:
Lehrbuch der Elektrochemie.
Weinheim/Bergstraße, 1966

30. Lagergren, H., L.Johansson:
Intracardiac stimulation for complete heart block.
Acta Chir. Scand. 125 (1963), 562

31. Lampadius, M.S., H.W.Präuer:
Grundlagen der Herzschrittmacher-Implantation.
Schriftenreihe der Fa. Lehmann, Forsbach, 1976

32. Lown, B., B.D.Kosowsky:
Artificial cardiac pacemakers
New Engl. J. Med. 283 Nr. 17, 18, 19 (1970)

33. Nathan, D.A., S.Center, C.Y.Wu, W.Keller:
An implantable synchronous pacemaker for the long-term correction of the complete heart block.
Amer. J. Cardiol. 11 (1963), 362

34. Neville, J., K.Millar, W.Keller, J.A.Abildskov:
An implantable demand pacemaker.
Clin. Res. 14 (1966), 256

35. Präuer, H.W., M.S.Lampadius:
Zusammenhang zwischen Oberflächenform und Gesamtwiderstand von Herzschrittmacherelektroden.
In Vorbereitung

36. Rosenbaum, J., D.K.Hanssen:
Simple cardiac pacemaker and defibrillator.
J.Amer. Med. Ass. 155 (1954), 1151

37. Rosenkranz, K.A.:
Neuere Erkenntnisse bei der Therapie von Herzrhythmusstörungen.
Physikal. Med. u. Rehabil. 11 (1970), 207

38. Rosenkranz, K.A.:
Der Herzschrittmacher in der Praxis.
Verlag Dr. med. D.Straube, Erlangen 1975

39. Schaldach, M., O.Franke:
Technischer Stand und Tendenzen in der Schrittmacher-Therapie.
Acta Medico Technika 6 (1969), 266

40. Schaldach, M.:
New pacemaker electrodes.
Trans. Am. Soc. Artif. Intern.Organs 17 (1971), 29-35

41. Schmitt, C.-G., O.Zelder, M.Fischer:
Erfahrungen mit permanenten Herzschrittmachern.
Zbl. Chirg. 99 (1974), 1521-1526

42. Schmitt, C.-G., U.Ellringmann:
Zur Vermeidung des Entrance block bei On-Demand-Herzschrittmachern.
Dtsch. Med. Wschr. 101 (1976), 345-346

43. Schmitt, C.-G., U.Ellringmann:
Bedenkliche Erfahrungen mit den Devices Herzschrittmachern.
Dtsch. Med. Wschr. 101 (1976), 1072

44. Schmitt, C.-G.:
Meßtechnik bei der Schrittmacherimplantation.
Zschr. f. Allgem. Med. 53 (1977), 43-49

45. Schmitt, C.-G., U.Ellringmann:
Die Bedeutung des Eingangsinnenwiderstandes von QRS-gesteuerten Herzschrittmachern.
Thoraxchirg. 25, 1 (1977), 43-49

46. Schmitt, C.-G.:
Erforderliche Meßtechniken zur Schrittmacherimplantation.
Pacemaker Digest (Fa. Lehmann, Forsbach) Nr. 12, 1977

47. Schmitt, C.-G.:
Meß- und Therapiegerätekombination zur Herzschrittmacherimplantation.
Biomed. Techn. 22 (1977), 179-181

48. Schmitt, C.-G., U.Ellringmann, F.Köhler:
Erfahrungen mit transvenös implantierten Herzschrittmacherelektroden mit besonderer Berücksichtigung der Behandlung der funktionslosen Elektrode.
Zschr. f. Kardiol. 66 (1977), 447-453

49. Schmitt, C.-G., U.Ellringmann:
Die Bedeutung der Belastung des intrakardialen Elektrogramms durch den Eingangsinnenwiderstand von Herzschrittmachern.
Biomed. Techn. Sonderheft, 11. Tgg. Dtsch. Ges. Biomed. Techn. (1977)

50. Schmitt, C.-G., U.Ellringmann, G.Ringk, U.Kempkes, B.Küllmer:
Das Verhalten intrakardialer Spannungssignale bei Belastung mit Widerständen.
Herz/Kreislauf 9, Nr. 13(1977)

51. Schmitt, C.-G., K.E.Becker:
Kosten der Herzschrittmachertherapie 1970-1975 mit besonderer Berücksichtigung der neuen Krankenhausgesetze.
Münch. Med. Wschr. 41, 1349-1350(1978)

52. Schmitt, C.-G., U.Ellringmann, J.Köther:
Über das Verhalten des Stimulationswiderstandes bei der Herzschrittmacherimplantation.
In Vorbereitung

53. Schmitt, C.-G.:
Implantation von künstlichen Herzschrittmachern in Marburg.
In Vorbereitung

54. Schulten, H.K., K.D.Grosser, G.Steinbrück:
Langzeitmessungen von Reizschwellen bei endokardialen Schrittmachersonden.
Zschr. f. Kardiol. 62, 7

55. Sowton, E.:
Current aspects of long term pacing.
Digest, 7th International Conference on Medical and Biological Engineering.
Stockholm 1967, 63

56. Torresani, J.Y.B., J.R.Monties, A.Jouve:
Clinical experience in transvenous and myocardial pacing.
Ann. N.Y. Acad. Sci. 167 (1969), 995-1007

57. Warburg, E.:
Über das Verhalten sogenannter unpolarisierbarer Elektroden gegen Wechselstrom.
Phys. Chem. 67 (1899), 493-499

58. Wießmann, B., C.Balla:
Impedanz bei unipolarer und bipolarer Stimulation.
In Vorbereitung

59. Zoll, P.M.:
Resuscitation of the heart in ventricular standstill by external electric stimulation.
New Engl. J. Med. 247 (1952), 768

60. Zuckermann, W., J.M.Matloff, D.E.Harken:
Clinical applications of demand-pacing.
Ann. N.Y. Acad. Sci. 167 (1969), 1055

L E B E N S L A U F

Am 31.Oktober 1950 wurde ich als Sohn des Handwerkmeisters August Köther und seiner Ehefrau Marianne, geb. Bongartz, in Mülheim an der Ruhr geboren.

Von 1957 bis 1961 besuchte ich die Gemeinschaftsschule am Saarnberg, danach bis zum Abitur im Frühjahr 1969 das Städt. Gymnasium zu Mülheim.

Während meines im Juli 1969 beginnenden Grundwehrdienstes sowie einiger Wehrübungen wurde ich zum Reserveoffizier ausgebildet; zur Zeit bekleide ich den Dienstgrad eines Oberleutnants der Reserve.

Zum Wintersemester 1970/71 begann ich an der Bochumer Ruhr-Universität das Studium der Rechtswissenschaften, das ich ab Oktober 1972 in Marburg fortsetzte.

Zum Wintersemester 1973/74 erhielt ich einen Studienplatz für das Fach Zahnmedizin in Marburg.

Die naturwissenschaftliche Vorprüfung bestand ich am 10.09.74, die zahnärztliche Vorprüfung am 12.04.76.

Mit dem Staatsexamen am 7.12.78 in Marburg beendete ich mein Studium. Meine Bestallung erhielt ich am 14.12.78.

Am 18.12.78 heiratete ich die Rechtsreferendarin Sylvia Köther geb. Fellmann.

Meine Doktorarbeit begann ich im September 1976 bei Dr. C.-G. Schmitt in der Chirurgischen Universitäts-Klinik Marburg.

Sie behandelt das Verhalten des intrakardialen Wider-

standes bei Stimulation des Herzens über verschiedenartige transvenöse Schrittmacherelektroden.
Im Dezember 1978 schloß ich meine Dissertationsarbeit ab.
Seit dem 1.Januar 1979 bin ich als Assistent in der Prothetischen Abteilung der Universitätsklinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten in Würzburg tätig.

Meine akademischen Lehrer waren die Damen und Herren Professoren und Dozenten: Ahrens, Amon, Aziz, Baltzer, Bernhardt, Bode, Castenholz, Eißner, Fuhrmann, Haberich, Hennis, Hensel, Hering, Höhl, Ipaktschi, Janke, Karlson, Klötzer, Koecke, Lange, Lauer, Lehmann, Lorberth, Ludwig, Maroske, Niemeyer, Perst, Petry, Richter, Rohde, Rupec, Schienbein, Schiff, Schmidt, Schmitt, Schmitz-Moormann, Schrodt, Schulte-Hermann, Spröggel, Wendt, Wesemann, Zickendraht.

Citydruck · Haugerglacisstraße · 8700 Würzburg